

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Приладобудівний факультет
(повна назва інституту/факультету)

Виробництва приладів
(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

(підпис) (ініціали, прізвище)
“ ” _____ 2019 р.

Дипломний проект

освітньо-кваліфікаційного рівня «бакалавр»

зі спеціальності _____ 6.051003 – Приладобудування _____
(код і назва)

на тему: _____ Прилад для вимірювання рівня глюкози в крові _____

Виконав: студент _____ IV _____ курсу, групи _____ ПБЗ-51 _____
(шифр групи)

_____ Білик Олександр Сергійович _____
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник асистент, Яковенко Ірина Олександрівна _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Консультант _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали) (підпис)

Консультант _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали) (підпис)

Рецензент _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали) (підпис)

Засвідчую, що у цьому дипломному
проекті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2019 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проект	2	
2	A4	ДП ПБ-з5102.1702.00 ПЗ	Пояснювальна записка	67	
3	A2	ДП ПБ-з5102.1702.000 СХ	Класифікація методів визначення рівня глюкози в крові	1	
4	A2	ДП ПБ-з5102.1702.001	Загальний вигляд приладу для вимірювання рівня глюкози в крові	1	
5	A2	ДП ПБ-з5102.1702.002 СК	Складальне креслення приладу для вимірювання рівня глюкози в крові	1	
6	A2	ДП ПБ-з5102.1702.003	Корпус	1	
7	A2	ДП ПБ-з5102.1702.004	Платформа	1	
8	A4	ДП ПБ-з5102.1702.005	Кнопка-тримач	1	
9	A1	ДП ПБ-з5102.1702.006 СХ	Технологічна схема складання	1	
10	A1	ДП ПБ-з5102.1702.007 СХ	Скtrukturна схема складання	1	
10	A4	ДП ПБ-з5102.1702.008	Кришка	1	
11	A2	ДП ПБ-з5102.1702.009 СХ	Функціональна схема	1	
11	A2	ДП ПБ-з5102.1702.010 СХ	Електрична схема	1	

				ДП ПБ-з5102.1702.00 ПЗ		
	ПБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Білик О.С..			Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Керівн.	Яковенко І.О				1	
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ВП Гр. ПБ-з51	
Н/контр.						
Зав.каф.	Тимчик Г.С.					

Пояснювальна записка до дипломного проекту

на тему: Прилад для вимірювання рівня глюкози в крові

Київ – 2019 року

виконаний на тему: Прилад для вимірювання рівня глюкози в крові
студент Білик Олександр Сергійович
(прізвище, ім'я, по батькові)

І.О.Яковенко
(ініціали, прізвище)

РЕЦЕНЗІЯ
на дипломний проект
на здобуття освітньо-кваліфікаційного рівня «бакалавра»

виконаний на тему: Прилад для вимірювання рівня глюкози в крові

студентом Біликом Олександром Сергійовичем
(прізвище, ім'я, по батькові)

В даному дипломному проекті розглянуто прилад для вимірювання глюкози в крові. В роботі було проведено пошук та аналіз об'єктів інтелектуальної власності, виконана порівняльна характеристика існуючих аналогів та запропоновано розробку приладу для вимірювання рівня глюкози в крові, який проводить вимірювання електрохімічним методом, тобто при контакті крові пацієнта з покриттям тест-смужки виникає невеликої сили струм, який і зчитується приладом. Розроблено загальну структурно-функціональну та електричну схеми приладу для вимірювання рівня глюкози в крові та проведено всі необхідні розрахунки.

В технологічному розділі було розроблено складальне креслення приладу для вимірювання рівня глюкози в крові, розраховані показники технологічності, що дали змогу зробити висновок про добру технологічність процесу складання.

Робота виконана на доброму технічному рівні, оформлення записки та графічного матеріалу відповідають вимогам. Студент, Білик Олександр Сергійович, заслуговує оцінки «_____».

Рецензент

(посада, науковий ступінь, вчене звання)

(підпис)

(ініціали, прізвище)

Анотація

Дипломний проект на тему “ Прилад для вимірювання рівня глюкози в крові”.

Пояснювальна записка – 66 аркушів. Інформаційних джерел – 26.

Дипломний проект складається з пояснювальної записки та графічної частини.

В конструкторській частині приведено технічні характеристики та службове призначення приладу, аналіз існуючих аналогів, функціональні особливості та фізичні перетворення, покладені в основу роботи приладу, складено структурну схему приладу, детально описаний принцип роботи та взаємодія основних вузлів, наведено електричну схему приладу, проведений розрахунок, розглянуті особливості його експлуатації.

Технологічна частина містить в собі опис складальних процесів, розрахунки технологічності виробу, опис його контрольного пристосування.

Аннотация

Дипломный проект на тему "Прибор для измерения уровня глюкозы в крови".

Пояснительная записка - 66 листов. Информационных источников - 26.

Дипломный проект состоит из пояснительной записки и графической части.

В конструкторской части приведены технические характеристики и служебное назначение прибора, анализ существующих аналогов, функциональные особенности и физические преобразования, положенные в основу работы прибора, составлена структурная схема прибора, подробно описан принцип работы и взаимодействие основных узлов, приведена электрическая схема прибора, произведён расчет, рассмотрены особенности его эксплуатации.

Технологическая часть содержит в себе описание сборочных процессов, расчеты технологичности изделия, описание контрольного приспособления.

Abstract

Diploma project "The device for measuring blood glucose level".

Explanatory note - 66 sheets. Information sources - 26.

The diploma project consists of an explanatory note and a graphic part.

The design part contains the technical characteristics and service purpose of the device, the analysis of existing analogues, functional features and physical transformations, which are the basis of the device, the structure of the device, a detailed description of the principle of operation and interaction of the main units, the electric circuit diagram of the device, calculation, considered features of its operation.

The technological part contains a description of assembly processes, calculations of the product's qualities, description of its control device.

Зміст

Анотація	1
Вступ	5
1. Конструкторський розділ	6
1.1. Анатомічні особливості будови кровоносної системи.....	7
1.1.1. Загальні властивості крові.....	7
1.1.2. Функції крові	9
1.1.3. Склад крові	10
1.1.4. Патології крові, що виникають при порушенні показників	12
1.2. Розробка класифікації методів дослідження показників крові (рівня глюкози) ...	12
1.3. Опис загального принципу обраного методу та приладу	18
1.4. Аналіз засобів інтелектуальної власності.....	19
1.5. Аналіз сучасних аналогів	33
1.6. Вибір та обґрунтування прототипу для приладу	40
1.6.1. Розробка структурно – функціональної схеми апарату	42
1.6.2. Конструювання і розрахунок електричної схеми	43
1.6.3. Розрахунок електричної схеми	45
1.7. Вибір елементної бази	47
1.8. Технічне обслуговування розробленого приладу	49
2. Технологічний розділ	50
2.1. Аналіз технологічності	51
2.2. Розробка складального креслення приладу.....	52
2.3. Розрахунок технологічності приладу (вузла).....	53
2.3.1. Основні показники технологічності.....	53
2.3.2. Розрахунки параметрів технологічності	55
2.3.3. Розрахунок параметричної точності жорсткості пружини	57
2.4. Розробка технологічного процесу складання.....	59
2.4.1. Схема ступенів складання.....	59
2.4.2. Технологічна схема складання	61
2.5. Контрольне пристосування	62
Висновок	64
Список використаної літератури:	65

Вступ

Проблеми з рівнем глюкози в крові з часом можуть призвести до ряду значних захворювань, наприклад, до проблем із зором, станом шкіри і волосся, появи виразок, гангрени.

Прилад для вимірювання рівня глюкози в крові є ідеальним варіантом для персонального моніторингу її концентрації. Даний прилад може бути виконаним інвазивним та неінвазивним.

Неінвазивні прилади для вимірювання рівня глюкози в крові виходять на новий рівень останнім часом, однак неінвазивні методи все одно залишаються досить неточними, в порівнянні з класичними методами, які потребують проколювання шкіри. Інвазивні методи вимірювання концентрації глюкози в крові надають найбільш повну інформацію про поточний стан хворого, в зв'язку з тим, що тест-смужки та датчики взаємодіють безпосередньо з кров'ю, без погрешностей, які виникають в неінвазивних приладах в зв'язку з проходження оптичного сигналу через шари шкіри, стінки судин та м'язову тканину.

В даному дипломному проекті розглянуто інвазивний прилад для вимірювання рівня глюкози в крові.

1.Конструкторський розділ

1.1. Анатомічні особливості будови кровоносної системи

1.1.1. Загальні властивості крові

Кров — рідка тканина, циркулююча системами судин хребетних та деяких безхребетних тварин під діями сил ритмічних скорочень серця або судин. Вона являє собою сполучну тканину організму людей та тварин і виконує важливі функції в забезпеченні його життєдіяльності. Склад крові представляє собою рідку плазму та різноманітні клітини [1].

Кров забезпечує тканини організму киснем, поживними речовинами, гормонами і постачає продукти обміну речовин до органів їх виділення. Збагачення крові киснем відбувається в легенях, а насичення поживними речовинами — в органах травлення. У печінці та нирках відбувається нейтралізація й виведення продуктів метаболізму. Кровоносна система людини і багатьох тварин складається з серця і судин, якими кров рухається до тканин і органів, а потім повертається до серця. Великі судини, якими кров рухається до органів і тканин, називаються артеріями. Артерії розгалужуються на менші артерії — артеріоли, і, нарешті, на капіляри. Судинами, які звуться венами, кров повертається до серця. Розрізняють мале (рис. 1.1) і велике (рис. 1.2) кола кровообігу [6].

Мале коло кровообігу починається легневим стовбуром, що відходить від правого шлуночка. По ньому кров доставляється в систему легневих капілярів. Від легень артеріальна кров відтікає по чотирьох венах, що впадає в ліве передсердя. Тут закінчується мале коло кровообігу [3].

Велике коло кровообігу починається від лівого шлуночка, з якого кров надходить в аорту. З аорти через систему артерій кров несеться в капіляри органів і тканин усього тіла. Від органів і тканин кров відтікає по венах і через дві порожні - верхню і нижню - вени вливається в праве передсердя [3].

Швидкість кругообігу крові по великому колу кровообігу складає 22 с, по малому - 4-5 с [3].

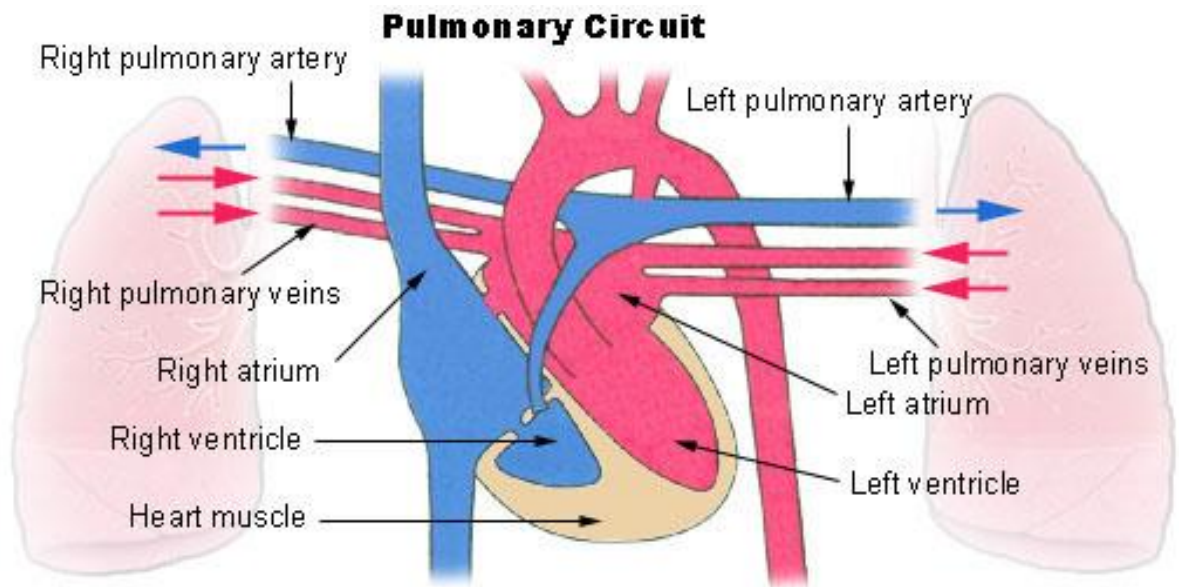


Рис. 1.1 Мале коло кровообігу [6]

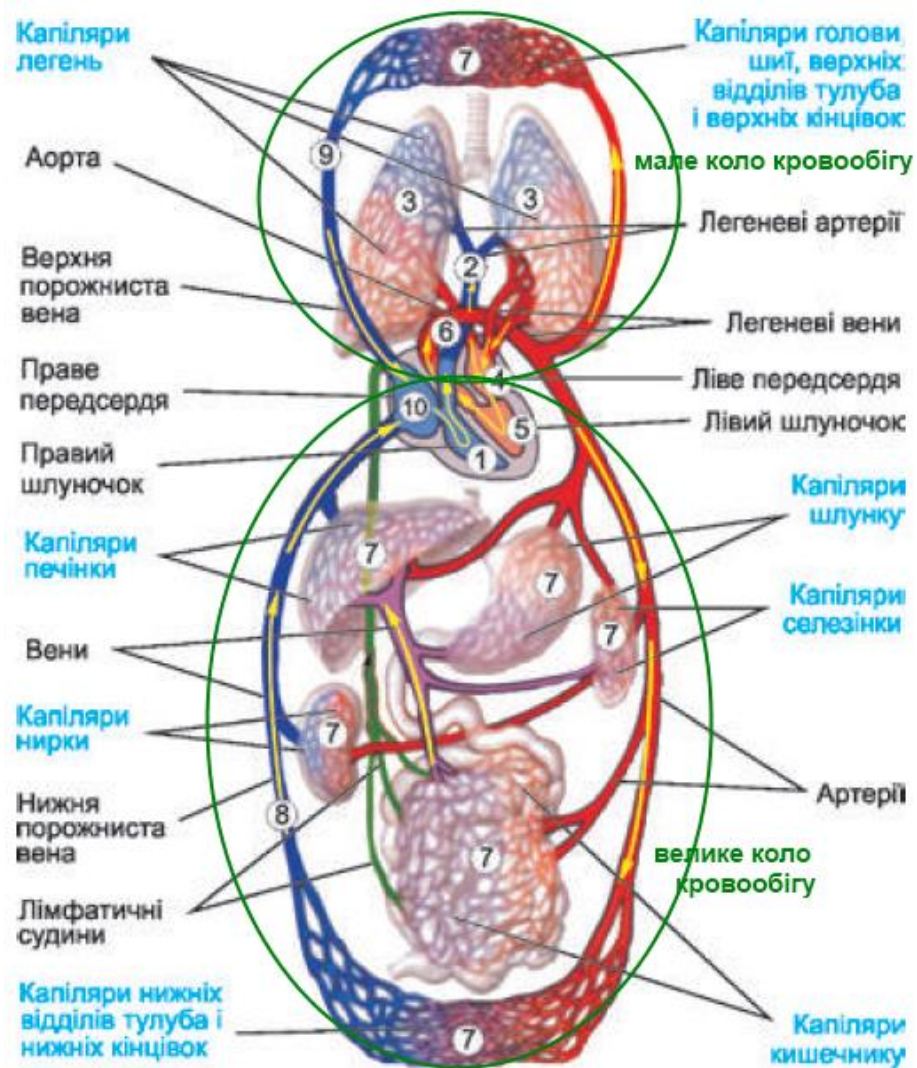


Рис. 1.2 Велике коло кровообігу [6]

Кровоносна система людини та інших хребетних належить до закритого типу — кров за нормальних умов не покидає організм. Деякі види безхребетних мають відкриту кровоносну систему.

Завершуючи короткий огляд загальної будови кровоносної системи, необхідно уявити собі її основні риси. Кров рухається по замкнутій системі судин, центром якої є серце. При скороченні воно виштовхує кров в артерії, по яких вона тече аж до капілярних судин і тканин. З тканин кров збирається у вени, по яких тече до серця, утворюючи таким чином коло кровообігу.

1.1.2. Функції крові

- 1) дихальна - полягає у зв'язуванні й перенесенні O_2 від легенів до тканин і CO_2 - із тканин до легенів;
- 2) трофічна-пов'язана із забезпеченням усіх клітин організму поживними речовинами, принесеними від органів травлення або інших систем;
- 3) забезпечення водно-сольового обміну. В артеріальній частині більшості капілярів рідина й солі надходять у тканини, у венозній - повертаються у кров;
- 4) екскреторна - полягає у перенесенні кінцевих продуктів метаболізму із тканин до органів виділення;
- 5) терморегуляторна - пов'язана з перенесенням тепла з енергоємних органів до органів, що лежать на поверхні й втрачають тепло;
- 6) захисна - забезпечує захист організму від різних паразитів, бактерій, вірусів і генетично чужорідних клітин і речовин;
- 7) гемостатична,
- 8) гуморальна регуляція. Переносить гормони й інші біологічно активні сполуки від клітин, де вони утворюються, до інших клітин організму. Тим самим забезпечується хімічна взаємодія між всіма частинами організму.

У зв'язку з виконанням кров'ю таких різноманітних функцій, а також участю багатьох органів у формуванні самої крові, аналізуючи її склад, лікар може оцінювати стан більшості органів і систем організму. Тому сучасна

медицина не обходиться без того або іншого обсягу таких досліджень. Кров разом з нервовою системою поєднує органи в єдиний організм. Разом з тим можна виділити більш односторонню особисту систему крові. До неї разом із кров'ю, що циркулює в судинах, належать: органи утворення і руйнування формених елементів, біосинтезу білків й інших компонентів плазми, а також нервові й гуморальні механізми регуляції складу крові [7].

1.1.3. Склад крові

Кров складається з плазми крові і формених елементів (клітин), яких у хребетних тварин і людини є 3 групи, еритроцити, тромбоцити та лейкоцити. Відносна сталість кількості формених елементів крові регулюється нейрогуморальними механізмами. При різних патологічних станах організму можуть виникати зміни в крові, дослідження яких має велике діагностичне значення [6].

1) Плазма крові

Кров містить в собі приблизно 55% плазми. Середня кількість плазми у крові дорослої людини — 2,7-3 л. Сама плазма на 92% складається з води та на 8 % — з розчинених у воді специфічних плазменних білків. Крім того у плазмі містяться у невеликій кількості глюкоза, жирні кислоти, амінокислоти, сечовина, молочна кислота, кисень та вуглекислий газ [6].

Під дією електрофорезу білки плазми поділяються на альбуміни, α 1-глобуліни, α 2-глобуліни, β -глобуліни і γ -глобуліни. Загалом, у плазмі крові присутні приблизно 100 видів білків. Білки плазми переважно синтезуються в печінці та в ретикулярних клітинах кісткового мозку [6].

Білки плазми виконують такі функції [6]:

- Регуляція в'язкості крові;
- Підтримка осмотичного тиску;
- Транспортування важкорозчинних у воді низькомолекулярних сполук: жирів, металів, вітамінів та гормонів;
- Регуляція pH у ролі однієї з буферних систем;

- Сприяння згортанню крові;
- Підтримка імунітету;
- Резерв амінокислот.

2) Еритроцити (червоні кров'яні тіลця)

Еритроцити — найчисленніші з формених елементів. Повністю зрілі еритроцити не мають ядер та набувають форми двоввігнутих дисків. Циркулюють 120 днів та руйнуються в печінці й селезінці. В еритроцитах міститься білок із йонами заліза — гемоглобін, який забезпечує головну функцію еритроцитів — транспорт газів, у першу чергу — кисню. Саме гемоглобін надає крові червоне забарвлення. У легенях гемоглобін зв'язує кисень, перетворюючись на оксигемоглобін, який має світло-червоний колір. Еритроцити в кров'яному руслі є носіями групових властивостей [6].

3) Тромбоцити (крів'яні пластини)

Тромбоцити представляють собою обмежені клітинною мембраною фрагменти цитоплазми гігантських клітин кісткового мозку мегакаріоцитів. Спільно з білками плазми крові (наприклад, фібриногеном) вони забезпечують згортання крові, яка витікає з пошкодженої судини, приводячи до зупинки кровотечі, і тим самим захищають організм від небезпечної для життя крововтрати [6].

4) Лейкоцити (білі кров'яні тілця)

Лейкоцити являються частиною імунної системи організму. Всі вони здатні до виходу за межі кровоносних судин в навколишні тканини. Головна функція лейкоцитів — захист організму. Вони беруть участь в імунних реакціях, виділяючи при цьому Т-клітини, які розпізнають віруси та різноманітні шкідливі речовини; В-клітини, що виробляють антитіла та макрофаги, які знищують ці речовини. За нормальних умов лейкоцитів у крові набагато менше, ніж інших формених елементів [6].

1.1.4. Патології крові, що виникають при порушенні показників

Через велику кількість функцій, що виконуються кров'ю, різноманітних порушень цих функцій також дуже багато. Серед них можна виділити наступні групи [8]:

- 1) Гемоглобінопатії — порушення структури гемоглобіну, внаслідок того, що він не може нормально виконувати свою роботу. Зазвичай, причиною таких хвороба є певні генетичні причини.
- 2) Алейкії — хвороби, які проявляються внаслідок зниження кількості лейкоцитів у крові. Дефіцит різних видів лейкоцитів спричиняє різні захворювання, наприклад, нейтропенія при дефіциті нейтрофілів, тощо.
- 3) Гемохроматоз — викликаний підвищенням вмісту заліза в крові
- 4) Моноклональна гаммапатія — клас захворювань, при яких спостерігається патологічна секреція імуноглобулінів, які мають неправильну структуру або формулу. «Неправильні» білки, розповсюджуючись по організму, порушують роботу інших органів.

1.2. Розробка класифікації методів дослідження показників крові (рівня глюкози)

Діагностика глюкози - дуже важливе питання, тому що цукровий діабет часто веде до зміни звичного способу життя, а також вимагає самоконтролю та лікарської терапії. Причому виявити діабет і визначити його тип буває деколи так само важко, як і зняти підозру в його наявності. Найбільш інформативним в цих цілях є визначення рівня глюкози в крові капілярної (береться з пальця) і венозної [9].

Існують чіткі універсальні критерії постановки діагнозу «цукровий діабет», засновані на визначенні рівня глюкози в крові, описані в Таблиці 1.1.

Таблиця 1.1: Критерії цукрового діабету та порушеної толерантності до глюкози [9]

Діагноз	Визначення глюкози в крові	Концентрація глюкози, ммоль / л		
		Цільна кров	Плазма	
		Венозна	Капілярна	Венозна
Норма	Натщесерце	>3,3 <5,5	>3,3 <5,5	>4,0 <6,1
	Через 2 години після ГТТ	<6,7	<7,8	<7,8
Цукровий діабет	Натщесерце	>6,1	>6,1	>7,0
	Через 2 години після ГТТ або довільне	>10,0	>11,1	>11,1
Порушення толерантності до глюкози	Натщесерце	<6,1	<6,1	<7,0
	Через 2 години після ГТТ	>6,7 <10,0	>7,8 <11,1	>7,8 <11,1

Людам, чії показники рівня глюкози знаходяться між зазначеними критеріями, а також тим, у кого, при довільному дослідженні рівня глюкози встановлено, що діабет ймовірний, необхідно провести пероральний тест толерантності до глюкози, або як його ще часто називають, глюкозотолерантний тест (ГТТ). Це спеціальне дослідження, спрямоване на визначення потенційної здатності організму, а точніше підшлункової залози, справлятися зі своєю роботою з утилізації вуглеводів (цукру), що надходять з їжею. У разі, коли реакція організму недостатньо позитивна, щоб виключити діабет, і в той же час недостатньо погана, щоб діагностувати діабет, говорять про порушення толерантності до вуглеводів (або до глюкози). Це означає, що

цукровий діабет у людини ще не розвинувся, але велика ймовірність його виникнення. Тому людям з порушеною толерантністю до глюкози необхідно обмежити у споживанні ті продукти, які не рекомендують їсти при діабеті, а також регулярно контролювати рівень цукру в крові, щоб за умови можливого розвитку цукрового діабету вчасно його виявити. Фактично, порушення толерантності до вуглеводів можна було б назвати «преддіабет». Проводиться ГТТ так: вранці натщесерце визначається рівень цукру в крові, після чого людина випиває склянку води з розчиненими в ньому 75 грамами глюкози (така кількість глюкози ВООЗ рекомендує для дорослих людей без вираженого ожиріння, для дітей і для людей з надмірною вагою ця кількість може бути відповідно знижено або підвищений). А через 2 години після цього, за умови стриманості на цей час від прийому їжі і ліків, перевіряють повторно рівень цукру в крові [9].

Американська діабетична асоціація (ADA) визначила наступні критерії діагностики діабету [9]:

- $A1C \geq 6.5\%$;
- Рівень глюкози в плазмі крові натщесерце (FPG) ≥ 126 мг/дл (7.0 ммоль/л);
- Рівень глюкози в плазмі крові через дві години після їжі ≥ 200 мг/дл (11.1 ммоль/л) при проведенні орального ГТТ;
- Довільний рівень глюкози в плазмі крові ≥ 200 мг/дл (11.1 ммоль/л).

Найефективнішим засобом контролю рівня глюкози в крові є використання пристроїв для вимірювання рівня глюкози в крові, індивідуальних приладів для самоконтролю. При використанні даних приладів процес проведення аналізу повністю автоматизований. Для аналізу необхідна мінімально можлива кількість крові, досить просто нанести на спеціальну тест-смужку краплю крові, крім того, пристрої часто обладнані пам'яттю, яка дозволяє фіксувати попередні результати, що є дуже зручним при контролі діабету [9].

На даний час існує досить багато методів визначення глюкози. Класифікація методів визначення глюкози наведена на рис. 1.3:

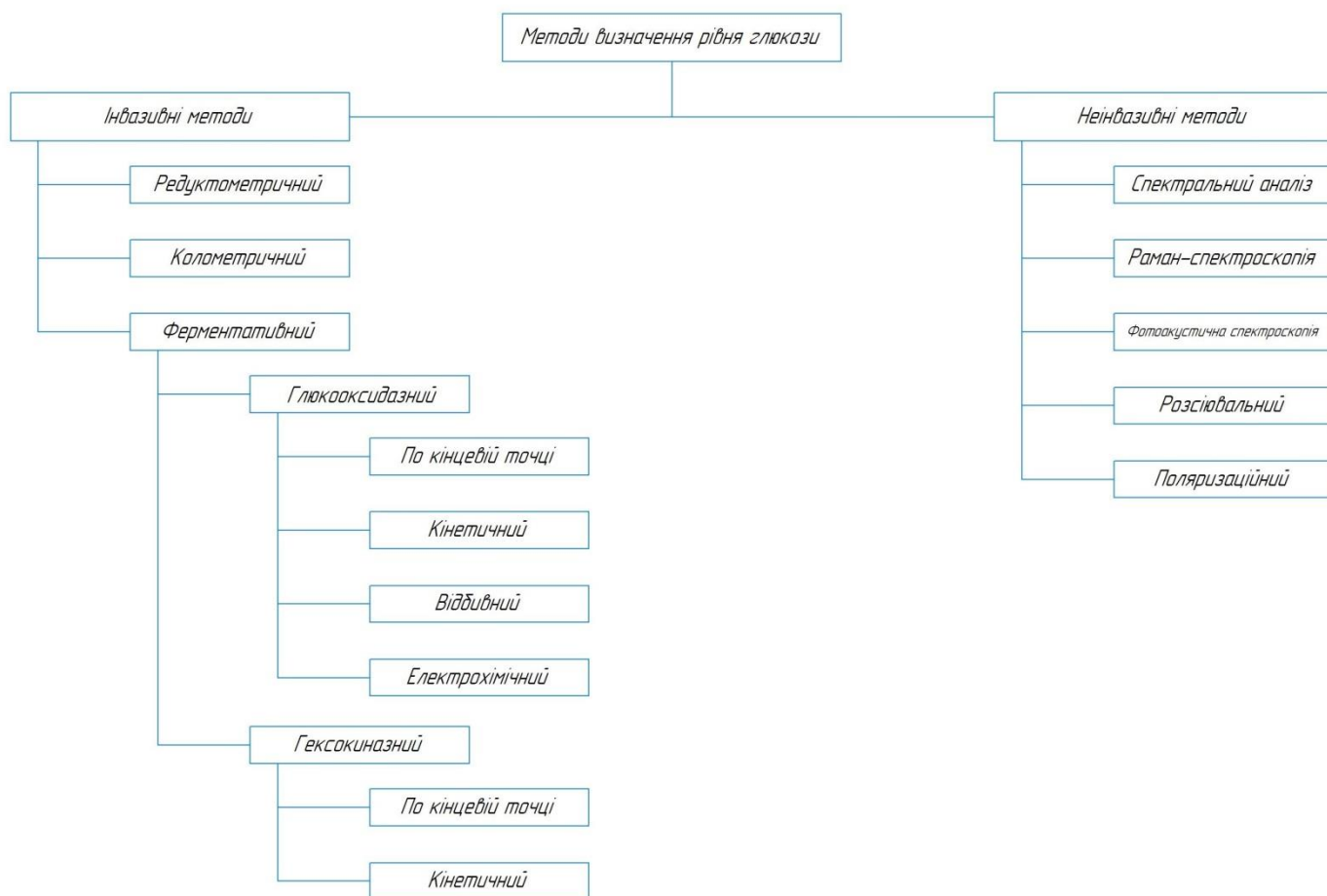


Рис. 1.3 Класифікація методів визначення рівня глюкози

У великому арсеналі сучасних методів лабораторної та функціональної діагностики, що полягають в оцінці морфологічних, функціональних, біохімічних і генетичних параметрів організму, неінвазивні методи займають поки ще досить скромне місце. Але у майбутньому роль неінвазивної діагностики неухильно зростатиме. Адже неінвазивні методи мають наступні переваги [9]:

- виключають внесення у внутрішнє середовище організму хвороботворних вірусів і бактерій, чужорідних речовин (ксенобіотиків);
- дозволяють виключити променеве навантаження на організм, наприклад, при проведенні рентгенологічних, радіоізотопних та ультразвукових методів дослідження;

- звільняють пацієнта від комплексу болючих і неприємних відчуттів;
- неінвазивні методи, полягають у використанні сенсорних і передаючих сигнали пристроях, дозволяють вирішити два великі медико-соціальні завдання: моніторинг основних біохімічних і функціональних показників і створення дистанційних аларм-систем. Останні можуть виявитися дуже корисними як засіб постійного стеження з центру, наприклад з лікарні чи поліклініки, за певними групами хворих (хворими з небезпекою раптової кардіальної смерті, гіпертонічною хворобою, цукровим діабетом та ін.) і надання своєчасної допомоги при настанні критичних станів.

Неінвазивні методи моніторингу рівня глюкози поділяються на підшкірні, дермальні, епідермальні і комбіновані дермальні та епідермальні. Також за видом досліджуваної тканини неінвазивні методи можна поділити на ті, які аналізують тканинну рідину, рідини очей та піт. Досліджуються такі частини тіла як кінчики пальців, кутикула, передпліччя і мочки вуха. Неінвазивні методи включають спектральний аналіз в інфрачервоній (ІЧ) області, раманівську спектроскопію, фотоакустичну спектроскопію, властивості поляризації та розсіювання. В таблиці 1.2 наведено основні методи неінвазивного моніторингу рівня глюкози в крові з їх короткою загальною характеристикою.

Таблиця 1.2: Методи неінвазивного моніторингу рівня глюкози в крові [9]

№ п/п	Технологія	Визначення
1	Спектральний аналіз в ІЧ області	Поглинуте чи відбите випромінювання даних на довжині хвилі ІЧ діапазону
2	Раманівська спектроскопія	Використовується лазерний промінь для того, щоб викликати випромінювання поблизу рівнів збудження
3	Фотоакустична спектроскопія	Використовується лазерне збудження рідини для того, щоб створити акустичну відповідь і спектр відповідно до того, як налаштований лазер
4	Розсіювання	Використовується розсіювання світла для того, щоб визначити зміни у речовині, що досліджується
5	Поляризація	Відомо, що наявність глюкози в крові спричиняє поляризацію світла, що проходить крізь неї

Концентрація глюкози може бути визначена за допомогою аналізу зміни довжини хвилі, поляризації чи інтенсивності оптичного сигналу. Об'єм зразків вимірюваний цими методами залежить від місця вимірювання. Кореляція з глюкозою в крові базується на відсотку зразку проміжної, внутрішньоклітинної чи капілярної рідини. Наприклад, було визначено, що досліджувана рідина кінцівок на 63% складається з внутрішньоклітинної та на 37% – позаклітинної, 27% якої – це проміжна рідина і 10% – плазма. Рівень глюкози 100 мг/дл еквівалентний глюкозі зразку тканини 38 мг/дл, в якому 26% припадає на кров, 58% – тканинну рідину і 16% – внутрішньоклітинну рідину [10]. Питання з чого саме складається глюкоза зразка тканини з точки зору терапії на даний момент знаходиться на стадії дослідження.

1.3. Опис загального принципу обраного методу та приладу

Пристрої для визначення рівня глюкози в крові поділяються на чотири види:

1) Фотометричні (“першого покоління”)

Принцип дії фотометричних пристроїв заключається в наступному: при взаємодії глюкози крові і спеціального реагенту, нанесеного на тест-смужку, відбувається фарбування в блакитний колір, насиченість якого показує концентрацію глюкози в крові. Оптична система аналізує зміну кольору і за заданим алгоритмом вираховує рівень глюкози в крові. Такий метод вимірювання рівня глюкози крові має свої недоліки: оптична система крихка і вимагає бережного відношення, а результати вимірювання мають досить велику погрішність [11].

2) Оптичні біосенсиори глюкози

Класичним біосенсором даного типу є сенсорний чіп, одна сторона якого покрита мікроскопічним шаром золота. Оптичні біосенсиори нового покоління містять не тонкий шар металу, а сферичні частинки на поверхні сенсора, що підвищує чутливість більш ніж в 100 разів і дозволяє визначати концентрації цукру в біологічних рідинах людини. Використання таких сенсорів для вимірювання глюкози в крові є економічно не вигідним [11].

3) Романські

Даний девайс являє собою татуювання зі спеціальним елементом, який змінює свій колір в залежності від зміни концентрації глюкози. Даний тип моніторингу досі проходить тестування і його точність ще потрібно довести до оптимальних параметрів [11].

4) Електрохімічні (“третього покоління”)

Принцип дії даного пристрою заснований на взаємодії глюкози крові і реагенту на тест-смужці, в результаті чого виникають слабкі електричні струми. Прилад фіксує ці струми і обчислює рівень глікемії. Результати, отримані при електрохімічному вимірюванні точніші, ніж при фотометричному вимірюванні [11].

На першому етапі глюкоза (з крові або міжтканинної рідини підшкірної жирової клітковини) потрапляє на тестову область і під дією ферменту глюкозооксидози розщеплюється на молекулу глюконової кислоти і перекису водню. На другому етапі кожна молекула перекису водню під дією невеликого електричного поля розпадається з утворенням молекули кисню, двох протонів (H^+) і двох електронів (e^-). У підсумку кожна молекула глюкози віддає $2 e^-$, які створюють електричний струм. А аналізатор, будь то глюкометр або прилад для безперервного моніторингу глікемії, вимірює силу струму як амперметр [11].

1.4. Аналіз засобів інтелектуальної власності

Неінвазійний мобільний пристрій для вимірювання рівня глюкози в крові

Розглянуто патент на неінвазійний мобільний пристрій для вимірювання рівня глюкози в крові, в корпусі якого виконано отвір з заглибленням, де розміщені інфрачервоний лазерний або світлодіод та фотоприймач, що приєднані до системи реєстрації. В середині отвору встановлено нерухому планку, в якій розміщено фотоприймач, та рухому підпружинену планку, в якій закріплено лазерний або світлодіод. Фотоприймач виготовлено із напівпровідниковою структурою з хоча б одним р-п-переходом. Система реєстрації приєднана до системи передачі та прийому виміряного сигналу через ефір або на комп'ютер лікаря (чи допоміжного персоналу) [12].

Корисна модель належить до медицини, а більш конкретно до оптичних неінвазійних методів визначення концентрації глюкози в крові і може бути застосована для визначення ступеню захворювання діабетом. Задача корисної моделі - підвищення точності та спрощення вимірювання концентрації глюкози в крові людини. Вирішення задачі здійснюється тим, що в даному пристрої, корпус якого містить дисплей та кнопки керування ним, отвір з поглибленням для встановлення пальця, в якому розміщені інфрачервоний світлодіод та фотоприймач, що приєднані до системи реєстрації, всередині отвору встановлено нерухому планку, в якій розміщено фотоприймач, та

рухому підпружинену планку, в якій закріплено лазерний або світлодіод, причому фотоприймач виготовлено із напівпровідниковою структурою з хоча б одним р-n-переходом, а система реєстрації приєднана до системи передачі та прийому виміряного сигналу через ефір або на комп'ютер лікаря (чи допоміжного персоналу) [12].

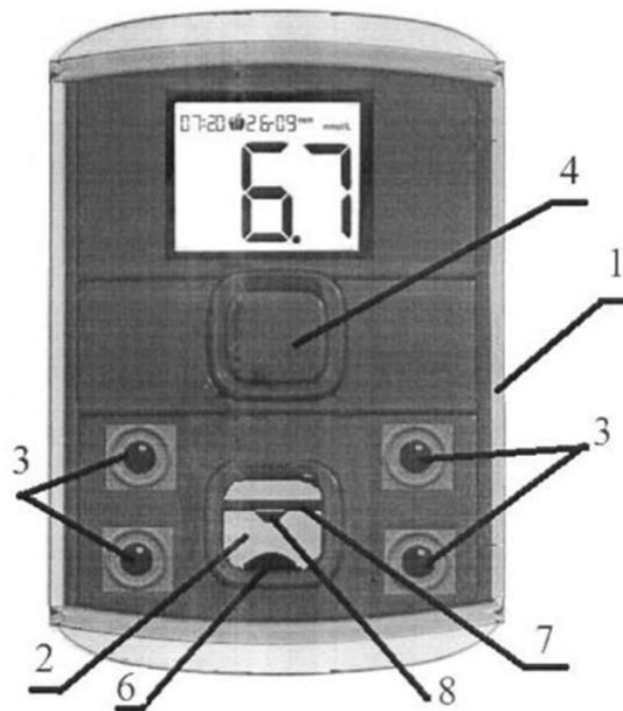


Рис. 1.4 Неінвазійний мобільний пристрій для вимірювання рівня глюкози в крові [12]:

1 – Корпус, 2 – Отвір для пальця, 3 – Кнопки, 4 – Кнопка пуску, 6 – Фотоприймач, 7 – Рухома планка, 8 – Джерело світла.

На рис. 1.4 показано загальний вид неінвазійного мобільного пристрою для вимірювання рівня глюкози в крові. В корпусі 1 монітора виконано отвір 2 із заглибиною та кнопки 3 для встановлення параметрів при калібруванні глюкометра з метою керування процесом вимірювання концентрації глюкози крові і кнопку 4 для пуску вимірювання. Під кришкою корпуса в отворі 2 встановлено нерухому планку 5, на якій закріплено фотоприймач 6. На рухомій планці 7 закріплено лазерний або світлодіод 8. Палець встановлюється в отвір між фотоприймачем 6 та лазерним або світлодіодом 8. Планка 7 при цьому розтягується, фіксуючи світлодіод 8 на самому пальці. На рухомій планці 7

можуть бути встановлені декілька джерел світла 8, в яких інтенсивність поглинання світла крові пацієнта припадає на певну довжину хвиль [12].

Як фотоприймач застосовано напівпровідникову структуру хоча б з одним р-n-переходом. Переважно застосовується напівпровідникова структура з трьома р-n-переходами. Суть корисної моделі основана на тому, що при вставленні пальця в отвір із заглибленням відстань між лазерним або світлодіодом та фотоприймачем встановлюється по товщині пальця, при цьому виключається повітряний проміжок, який міг би вносити похибку у вимірювання концентрації глюкози в крові хворого на діабет. Окрім того, при циклічних вимірюваннях ця відстань є постійною. Для вимірювання концентрації глюкози в крові застосовуються лазерні або світлодіоди, які мають значення випромінювання світла з максимумом в спектрі поглинання крові на довжинах хвиль $\lambda=650; 880; 940$ та 1300 нм. Згідно з законом Ламберта-Бера: $I/I_0=\exp(-kCd)$, де I_0 та I - значення інтенсивності в спектрі поглинання світла до і після встановлення пальця в отвір із заглибленням в корпусі глюкометра відповідно, k - молекулярний коефіцієнт поглинання глюкози крові (залежить від довжини хвилі світла), C - концентрація глюкози крові, d - товщина пальця. Товщина d пальця завжди фіксована, бо відстань між лазерним або світлодіодом та фотоприймачем є постійною, причому занурення пальця в отвір встановлюється глибиною заглиблення і є також фіксованою [12].

Пристрій для постійного моніторингу крові

Розглянуто патент на пристрій для постійного моніторингу крові. В даному патенті розкрито систему моніторингу глюкози в крові, яка передбачає індукування активного імпульсу в крові пацієнта. Індукція активного імпульсу призводить до циклічної і періодичної зміни потоку крові. Активно індукуючи зміну об'єму крові, можна отримати модуляцію об'єму крові для забезпечення більшого співвідношення сигнал /шум. Це дозволяє виявляти складові крові на рівні концентрації нижче тих, які раніше можна було виявити в неінвазивній системі. Випромінювання, яке проходить через м'язове середовище, є детектором, який генерує сигнал, який вказує на інтенсивність виявленого випромінювання. Обробка сигналу виконується шляхом ізоляції оптичних характеристик електричного сигналу внаслідок оптичних характеристик крові [14].

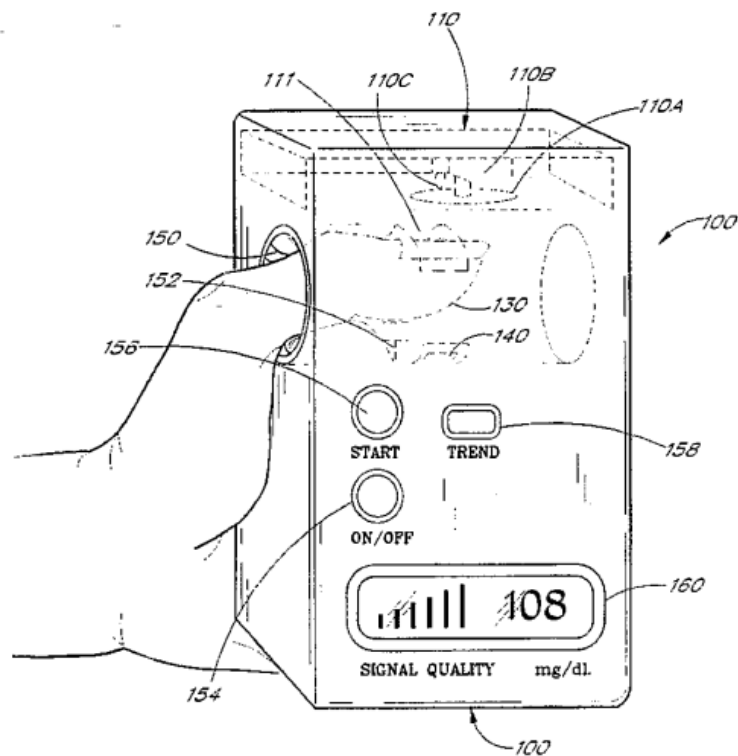


Рис. 1.5 Пристрій моніторингу крові [14]:

110 – Корпус, 110 – Випромінювач, 110А – Фільтрувальне колесо, 110С – Джерело світла, 110В – Електродвигун, 150 – Манжета, 130 – Палець, 140 – Детектор, 111 – Вікно, 160 – Дисплей, 154,156,158 – Перемикачі, 152 – Пристрій тиску.

На рис. 1.5 зображено один із варіантів виконання системи моніторингу глюкози в крові згідно з вченням цього винаходу. Монітор 100 глюкози має випромінювач 110, наприклад світловипромінюючі діоди або лампа з фільтруючим колесом. Ця сборка містить фільтрувальне колесо 110А, електродвигун 110В і широкосмугове джерело 110С світла. Детектор 140 представляє собою фотоприймач, монітор 100 глюкози крові має манжету 150, що індукує тиск, щоб фізично стиснути палець 130 для періодичного індукування імпульсу в рідині (тобто активно змінюється потік рідини) в пальці 130. Іншими словами, пристрій впливає на зміну обсягу крові в пальці або іншому м'язовому середовищі. Вікно 111 розташоване для того, щоб світло від емітера 110 проходило через вікно 111. Це навмисне активне збурення крові в досліджуваній цифрі або середовищі далі називається тут "активним імпульсом". Пристрій також має дисплей 160, який може бути використаний для позначення таких параметрів, як концентрація глюкози і якість сигналу, також має перемикач 154 потужності, пусковий перемикач 156 і перемикач 158 даних режимів. Наприклад, можливі спотворення м'язового середовища, такого як палець пацієнта, за допомогою пристрою 152 тиску (зображеного пунктирними лініями). Коливання температури або інші фізіологічні зміни, які призводять до флуктуації (модуляції) об'єму крові через м'ясисті середовища дуже змінюють об'єм крові в досліджуваному середовищі і в сукупності називаються тут як індукування "активного імпульсу". У цьому варіанті здійснення 10% модуляції в загальному ослабленні отримують за допомогою активної індукції імпульсу. 10% модуляція обрана як рівень мінімального збурення для системи. Занадто велике збурення середовища змінить оптичні характеристики досліджуваного середовища. Наприклад, при суттєвій модуляції (наприклад, 40-50%), збурення може впливати на розсіювання в середовищі, що тестується, по-різному для різних довжин хвиль, що викликає неточні вимірювання. Пристрій під тиском 152, манжета 150 і використання температури для індукції імпульсу в м'язовому середовищі є вигідними тим, що вони можуть використовуватися з мінімальним або відсутнім рухом м'якості

середовища в області, через яку проходить світло. Це можливо завдяки індукції імпульсу в місці проксимального або дистального від області, що приймає падаюче світло. Перевагою мінімального переміщення є те, що рух в області тестованого середовища викликає відхилення в сигналі, відмінному від потоку рідини. Наприклад, фізичне збурення в зоні пропускання світла може призвести до зміни світлового зчеплення з досліджуваним середовищем, що призводить до змін затухання, які не зумовлені змінами об'єму рідини в зоні пропускання світла. Ці інші варіації містять додатковий шум, який слід усунути для точного вимірювання [14].

У спробі точно виміряти рівень глюкози в крові було використовується декілька методів. Наприклад, один метод включає відбір крові від пацієнта і відділення глюкози від інших компонентів крові. Незважаючи на те, що цей метод досить точний, він потребує забору крові пацієнта, що є менш зручним, ніж неінвазивні методи, особливо для пацієнтів, таких як маленькі діти або анемічні пацієнти. Крім того, коли для контролю рівня глюкози в крові використовується моніторинг рівня глюкози в крові, треба відбирати кров від трьох до шести разів на день, що може бути як фізично, так і психологічно травматичним для пацієнта. Інші методи передбачають визначення концентрації глюкози в крові за допомогою аналізу сечі або іншого методу, який включає в себе перекачування або розсіювання рідини організму з тіла через стінки судин або використання інших рідин організму, таких як слюзи або піт. Однак такий аналіз має меншу точність, ніж пряме вимірювання глюкози в крові, оскільки сеча або інша рідина в тілі пройшла через нирки (або шкіру у випадку поту). Ця проблема особливо виражена у діабетиків [14].

Двоспектровий неінвазивний пристрій для виявлення глюкози в крові

Розглянуто патент на двоспектровий неінвазивний пристрій для виявлення глюкози в крові. Метою даного винаходу є забезпечення повністю симетричної конфігурації спектрального неінвазивного вимірювання глюкози в крові каналу подвійного спектра. Вимірюючи кінчик пальця людського пальця, отримуйте спектральні дані з концентрацією глюкози в крові. Цей неінвазивний пристрій для тестування глюкози в крові може працювати в ближньому інфрачервоному діапазоні (близько LWN) до спектрального діапазону терагерц (близько 100м1), побудувати неінвазивний моніторинг гемоглобіну крові або виявлення обладнання в різних спектральних діапазонах, а також мати повністю неінвазивний, немає побічних ефектів, без постачання, висока точність вимірювання, швидка швидкість і так далі [15].

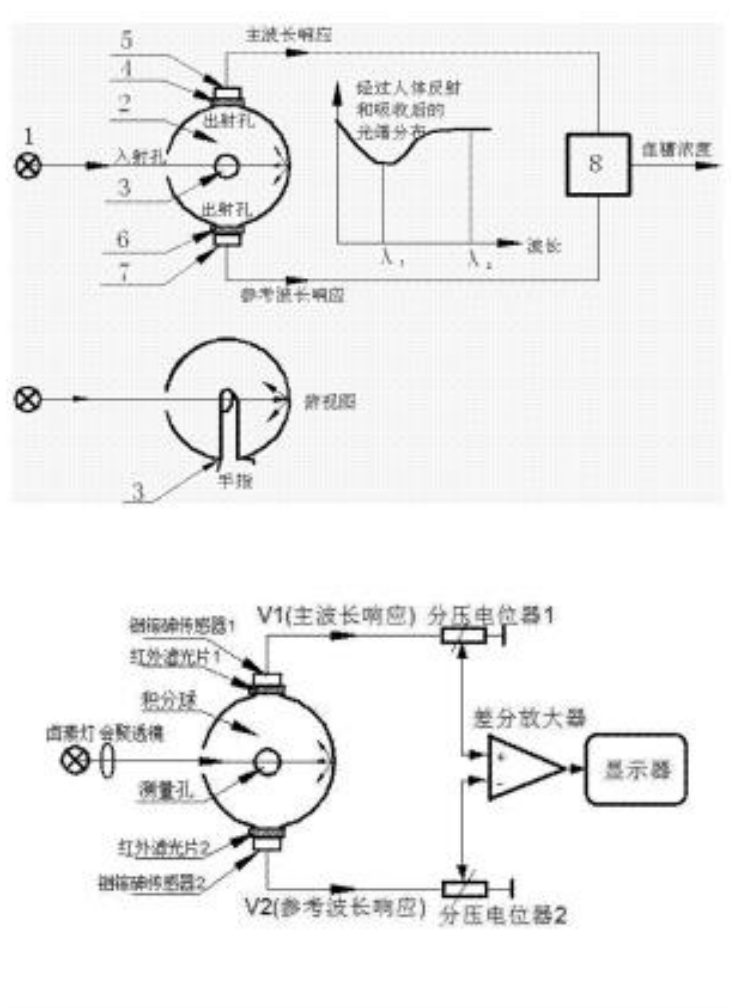


Рис. 1.6 Двоспектровий прилад для вимірювання рівня глюкози [15]

Схема обробки сигналу може бути використана аналогова схема обробки, також може використовуватися схема цифрової обробки, включаючи перетворювач AD та мікрокомп'ютер; з одержання сигналу напруги або струму, який виходить з двох фотосенсорів, тоді різниця між двома сигналами була проаналізована та розрахована для отримання остаточної інформації про концентрацію глюкози [15].

Згідно з двома спектрами неінвазивного пристрою для визначення глюкози в крові, світловий промінь, що випромінюється джерелом світла, спрямовується в оптично інтегровану сферу, кінчик пальця людського тіла фіксується до певного положення в оптичній інтеграційній сфері та випромінюється світлом багаторазово, а потім електричні сигнали, які можуть відображати інформацію про спектр людського тіла, збираються через два набори смугових фільтрів з різними довжинами хвиль та фотоелектричні датчики на зовнішній стінці оптичної інтеграційної сфери; а електричні сигнали аналізуються та обчислюються через схему обробки сигналу, і інформація про концентрацію глюкози в крові нарешті отримується [15].

Переносний неінвазивний динамічний монітор глюкози в крові на основі функцій фотоакустичної спектроскопії

Розглянуто патент на переносний пристрій для моніторингу рівня глюкози в крові на основі фотоакустичної спектроскопії. Для необхідного рівня техніки об'єктом даного винаходу є забезпечення неінвазивного виявлення медичного інструменту вимірювання рівня глюкози в крові для пацієнтів із діабетом, який призначений для вирішення звичайного неінвазивного вимірювача глюкози крові, що виявляє одну структуру, відсутність компенсації та калібрування, необхідне для вимірювання, W , і виникає, коли індивідуальна різниця, точна робоча точність великого впливу на навколишнє середовище, величина вимірювання глюкози в крові відхиляється від дійсного значення з великими технічними проблемами; крім того, немає існуючого переносного вимірювача глюкози, низької стабільності та поганої універсальності та технічних проблем. У такому напруженому соціальному контексті взаємин між лікарем і пацієнтом високоточне медичне обладнання, що забезпечує точність виявлення, забезпечує точну симптоматику W і, таким чином, забезпечує надійну основу для ідентифікації суб'єкта судді, чи існує якась хвороба, дуже необхідна [16].

Електричні характеристики імпедансу і хвильовий опір електричного імпедансу поверхні випробувальної камери тканини шкіри може бути виміряна, передається в мікропроцесор; датчик температури може вимірювати температуру сигналу поверхні шкірної тканини і інформацію температури передачі вказує на мікро- процесором; мікропроцесор відповідно до акустичним сигналом, отриманим, електричний імпедансом характеристики сигналу W і температурним сигналом, отриманий шляхом обробки рівня глюкози в крові і посиляє відповідний модуль дисплея для відображення [16].

Крім того, лазер керується лазерним модулятором і може виводити імпульсні сигнали різних довжин хвиль, може стабільно працювати на іншій довжині хвилі та ширині імпульсу, тобто пікової потужності джерела світла в

діапазоні від 50 до 300 Вт і ширини імпульсу можна регулювати від 10 наносекунд до 200 наносекунд [16].

По суті, і поступово, безліч лазерних довжин хвиль, використовуваних для вимірювання, ефективно запобігає вплив індивідуальних відмінностей в людській крові виявлено справжнє значення, так що точність вимірювання 93.2% W [16].

Наручний годинник-глюкометр

Розглянуто патент на наручний годинник-глюкометр, що містить фотоприймач, джерело оптичного випромінювання, причому виходи фотоприймача та джерела випромінювання з'єднані через систему реєстрації з дисплеєм, який знаходиться на корпусі годинника-глюкометра з кнопками керування, який відрізняється тим, що як фотоприймач застосовано напівпровідникову структуру р-п-р-п-типу з інверсією знаку електрорушійної сили, причому фотоприймач, розміщений на внутрішній частині корпусу наручного годинника-глюкометра, а джерело світла закріплено на внутрішній частині його ремінця або браслета напроти фотоприймача на одній оптичній осі системи фотоприймач-джерело випромінювання [13].

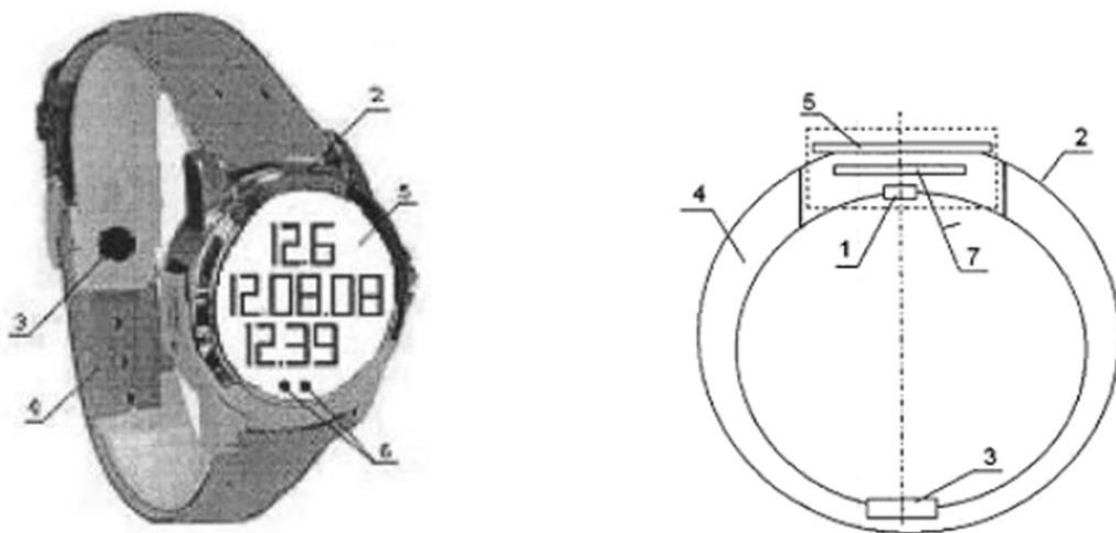


Рис. 1.7 Наручний годинник-глюкометр [13]:

1 – Фотоприймач, 2 – Корпус, 3 – Світлодіод, 4 – Ремінець, 5 – Дисплей, 6 – Кнопки, 7 – Система обробки.

На рис. 1.7 показаний наручний годинник глюкометр та розріз по осі фотоприймач-джерело випромінювання годинника глюкометра (вздовж ремінця або браслета годинника). Наручний годинник-глюкометр містить фотоприймач 1 із інверсією знака електрорушійної сили, який закріплено на внутрішній частині корпусу 2 годинника-глюкометра, інфрачервоне джерело 3 світла (світлодіод), яке розташовано на внутрішній стороні ремінця (або браслета) 4 годинника-глюкометра, дисплей 5, що відображає результат вимірювання та іншу інформацію, необхідну пацієнту, як об'єкта дослідження. Система обробки 7 знаходиться в корпусі 2 годинникаглюкометра. За допомогою кнопок 6 проводиться керування наручним годинником-глюкометром, наприклад, його пуск або корекція показань. Дисплей годинника-глюкометра містить наступну інформацію: представлене значення концентрації глюкози крові, дата та години, які представляються від мікроконтролера системи реєстрації, сигнал тривоги, що відображає значення концентрації глюкози крові (не показано).

Мікроконтролер також можна запрограмувати для визначення значення калорій споживаного харчу пацієнтом та іншу інформацію, необхідну для пацієнта. Наручний годинник-глюкометр працює таким чином. Інфрачервоне світло від джерела (світлодіода) 3 попадає на фотоприймач 1, який реєструє значення електрорушійної сили без об'єкта дослідження. Величина фотоЕРС має позитивне значення, яке служить, наприклад, для індикації працездатності батарей живлення основних вузлів електроніки (при відсутності біологічного об'єкта між парою світлодіод-фотоелемент видає на виході фотоелектрорушійну силу (фотоЕРС) із значенням від +180 до +300 мВ). Якщо це значення знижується, то електронна система видає повідомлення, що необхідно заряджати батарею. Батареї для живлення годинника-глюкометра можна вставляти в самому браслеті або закріплювати на ремінці з метою збільшення їх ємності. На дисплеї 5 в корпусі 2 годинника-глюкометра розряд батареї відображається відповідним значком. Після встановлення наручного годинникаглюкометра на руку пацієнта випромінювання від джерела 3 світла

проходить через зап'ястя руки на фотоприймач 1, а електронна система записує від'ємне значення електрорушійної сили (значення фотоЕРС змінюється в межах від -10 до -40 мВ, що відповідає значенню концентрації глюкози від 30 до 1 ммоль/л відповідно), проводить розрахунок і після цього значення концентрації глюкози в об'єкті дослідження представляється на дисплеї 5. Чим більша концентрація глюкози в об'єкті дослідження, тим менше від'ємне значення електрорушійної сили і навпаки. Оптичне джерело 3 випромінювання можна переміщувати на ремінці або браслеті так, щоб світло від нього попадало через об'єкт на фотоприймач 1. Оптичні осі джерела 3 та фотоприймача 1 знаходяться на одній лінії [13].

Задача винаходу - підвищення точності вимірювання концентрації глюкози в крові. Вирішення задачі здійснюється тим, що в наручному годиннику-глюкометрі, як фотоприймач застосовано напівпровідникову структуру р-п-р-п-типу з інверсією знака електрорушійної сили, який розташовано на внутрішній стороні його корпусу, а оптичне джерело світла, наприклад, світлодіод, - на внутрішній стороні ремінця або браслета наручного годинника-глюкометра на одній осі напроти фотоприймача системи фотоприймач-джерело випромінювання. Принцип роботи заявленого винаходу оснований на реєстрації випромінювання, яке пройшло через біооб'єкт. Суть винаходу основана на тому, що фотоприймач із структурою р-п-р-п-типу при попаданні на нього світла із видимого діапазону довжин хвиль від 250 нм до інфрачервоного світла довжиною хвилі більше 1000 нм реєструє інтенсивність світла із додатнім значенням електрорушійної сили, а після встановлення об'єкта дослідження між фотоприймачем та випромінювачем, наприклад, інфрачервоним джерелом світла, значення електрорушійної сили змінюється на від'ємний. Дослідження р-п-р-п-структури від довжини хвилі світла показали зміну фотоЕРС від -50 мВ до 0 мВ (для ультрафіолетової до жовто-зеленої області) та від 0 мВ до +350 мВ (для жовто-зеленої до інфрачервоної області) [13].

Оптичний датчик для неінвазивного визначення глюкози (за ефектом Бобонича П.П.)

Розглянуто оптичний датчик для неінвазійного визначення концентрації глюкози в крові, що містить послідовно розміщені інфрачервоний світлодіод та реєстратор концентрації глюкози в крові, який відрізняється тим, що як реєстратор застосовано фотоприймач з інверсією знака електрорушійної сили, виготовлений із напівпровідникової структури р-п-р-п-типу [17].

Задача датчика - підвищення точності вимірювання концентрації глюкози в крові та спрощення приладу. Вирішення задачі здійснюється тим, що датчик для неінвазійного визначення концентрації глюкози в крові, в якості реєстратора застосований фотоприймач з інверсією знаку електрорушійної сили, виготовлений із напівпровідникової структури р-п-р-п-типу. Також в якості реєстратора застосований фототиристор (фотодинистор та фотосемистор) [17].

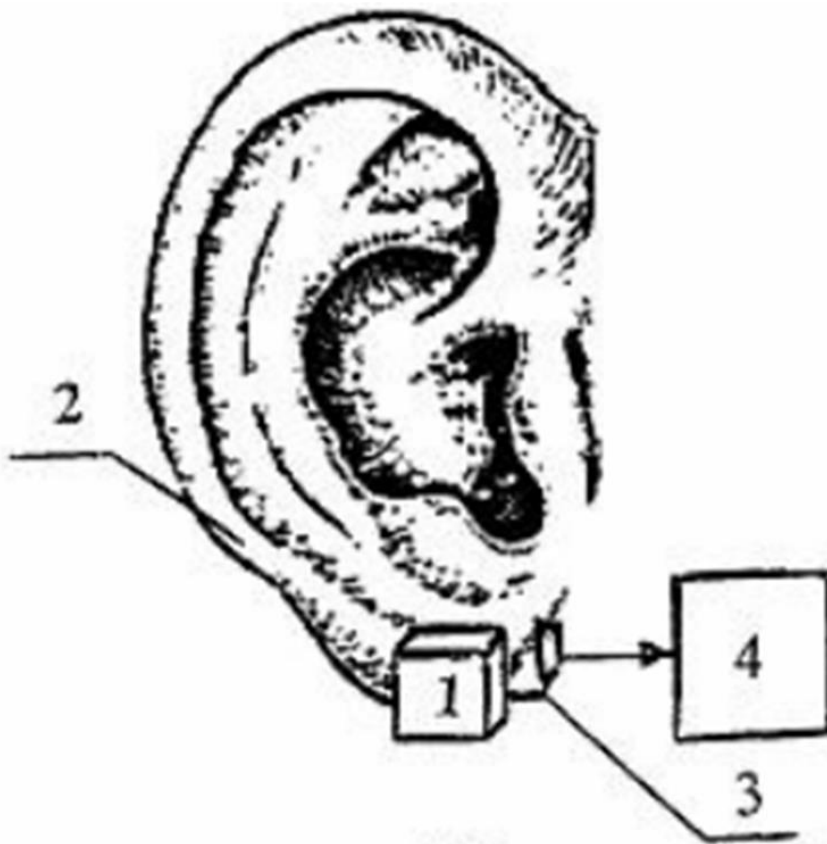


Рис. 1.8 Оптичний датчик для неінвазивного визначення глюкози [17]:

1 – ІЧ джерело, 2 – Об'єкт дослідження, 3 – Фотоприймач, 4 – Електронна система.

На рис. 1.8 схематично представлений оптичний датчик для неінвазійного визначення концентрації глюкози в крові. Оптичний датчик для неінвазійного визначення концентрації глюкози в крові містить інфрачервоне джерело 1 світла, об'єкт 2 дослідження, фотоприймач 3 із інверсією знака електрорушійної сили, електронна система 4. Інфрачервоне світло від джерела 1 попадає на фотоприймач 3, який реєструє значення електрорушійної сили без об'єкту дослідження. Електронна система 4 записує це значення. Після встановлення об'єкту 2 дослідження, наприклад, мочку вуха, між джерелом 1 світла та фотоприймачем 3 система 4 записує нове значення електрорушійної сили і після порівняння цього значення показує значення концентрації глюкози в об'єкті дослідження. Чим більша концентрація глюкози в об'єкті дослідження, тим менше від'ємне значення електрорушійної сили. Також в якості реєстратора можна застосувати фототиристири (фотодинистри та фотосимистри). Технічна ефективність оптичного датчика для неінвазійного визначення концентрації глюкози в крові в тому, що він здатний вимірювати значення світлового потоку, який поглинається в речовині, яка містить глюкозу. Датчик може застосовувати як для неінвазійного методу дослідження глюкози, наприклад, в крові (при розміщенні самих біооб'єктів між випромінювачем та реєстратором приладу), так і для інвазійних методів (при розміщенні розчинів об'єкту, наприклад, глюкози в крові або сечі, між випромінювачем та реєстратором) [17].

Суть датчика основана на тому, що фотоприймач із структурою р-п-р-п-типу при попаданні на нього світла із видимого діапазону довжин хвиль від 250 нм до інфрачервоного світла довжиною більше 1000 нм реєструє інтенсивність світла із додатнім значенням електрорушійної сили, а після встановлення об'єкту дослідження між фотоприймачем та випромінювачем, наприклад, інфрачервоним джерелом світла, значення електрорушійної сили змінюється на від'ємний [17].

1.5. Аналіз сучасних аналогів

Пристрій для визначення рівня глюкози в крові Accu-Chek Active

Розглянуто пристрій для моніторингу рівня глюкози в крові Accu-Chek Active. Використовується для щоденного контролю рівня глюкози в крові. Має інфрачервоний порт, що дозволяє проводити оперативний інформаційний обмін з персональними комп'ютерами. Пам'ять на вимірювання в 350 разів з можливістю розрахунку середнього результату за даними за 30, 14, 7 днів. Наявність такої функції дозволяє зберігати вимірювальні дані, вести свій щоденник, звертатися до лікаря з повним спектром вимірювань [18].



Рис. 1.9 Accu-Chek Active [18]

Робить прокол в пальці, плечі, передпліччі, долоні, ікрах або стегнах. Власник пристрою сам вибирає місце, де буде проведено забір крові для аналізу.

Комплект приладу складається з самого вимірювального пристрою, 10 тест-смужок, 10 ланцетів та ручки для проколювання. Комплектація передбачає і наявність сумки для перенесення і зберігання приладу і аксесуарів [18].

Загальні характеристики приладу представлено в таблиці 1.3:

Таблиця 1.3: «Характеристики Ассу-Chek Active» [18]

Метод вимірювання	Безконтактний
Об'єм зразка, мкл	1 – 2 мкл
Калібровка	По плазмі
Час визначення, с	5 с
Діапазон визначення, ммоль/л	0,6 – 33,3 ммоль/л
Усереднення результатів	7, 14, 30 днів
Робочий тиск/температура, °С	10 – 40 °С
Об'єм пам'яті (вимірювань)	350
Кодування	Безкодові
Вага, кг	0,060 кг
Габарити, см	10,5 x 5,15 x 2,2

Пристрій для визначення рівня глюкози в крові Longevita Smart

Розглянуто пристрій для моніторингу рівня глюкози в крові Longevita Smart



Рис. 1.10 Пристрій Longevita Smart [19]

Особливості [19]:

- Унікальна опція "Персональне нагадування" - автоматичне щоденне нагадування про наступний вимір;
- Тест-смужка - всього за 1 секунду самостійно втягує необхідний обсяг краплі для проведення аналізу;
- Дезінфекція;
- Можливість отримання Тест смужки без контакту з нею;
- Для вимірювання вимагає мінімальний обсяг крові (оптимальний вибір для дітей)

Комплектація [19]:

- Вимірювач
- Тест-смужки (10 шт)
- Ланцетний пристрій
- Контрольний розчин
- Футляр
- Блокнот
- Інструкція

Загальні характеристики приладу представлено в таблиці 1.4:

Таблиця 1.4: Характеристики Longevita Smart [19]

Метод вимірювання	Електрохімічний
Об'єм зразка, мкл	1 мкл
Калібровка	По капілярній крові
Час визначення, с	5 с
Діапазон визначення, ммоль/л	2,2 – 33,3 ммоль/л
Усереднення результатів	7, 14, 21, 28 днів
Робочий тиск/температура, °C	10 – 40 °C
Об'єм пам'яті (вимірювань)	360
Кодування	Автокодування
Вага, кг	0,050 кг
Габарити, см	15 x 11,5 x 4,5

Finetest Auto-coding Premium

Розглянуто модель пристрою Finetest Auto-coding Premium, яка дозволяє точно виміряти рівень глюкози в крові, дізнатися про небезпечне підвищення рівня цукру і вчасно вжити необхідних заходів.



Рис. 1.11 Прилад Finetest Auto-coding Premium [20]

Особливості:

- Зручний і простий у використанні
- Отримання результату вимірів через 9 секунд
- Наявність 5 таймерів нагадувань
- Автоматичне кодування (Кодується автоматично при установці тест-смужки)
- Автоматичний підрахунок середнього результату (три настроюваних значення від 1 до 99 днів)
- Датчик температури навколишнього середовища (C, F)
- Для проведення аналізу потрібно всього 1,5 мкл крові
- Безстрокова гарантія на весь період експлуатації

- Висока точність вимірювань, що підтверджується даними клінічних випробувань, міжнародними сертифікатами якості
- Зручний витяг тест-смужки натисканням кнопки
- Великий екран і чітке зображення [20]

Загальні характеристики приладу представлено в таблиці 1.5:

Таблиця 1.5: Загальні характеристики Finetest Auto-coding Premium [20]

Метод вимірювання	Електрохімічний
Об'єм зразка, мкл	1,5 мкл
Калібровка	По плазмі
Час визначення, с	9 с
Діапазон визначення, ммоль/л	0,6 – 33,3 ммоль/л
Усереднення результатів	7 – 90 днів
Робочий тиск/температура, °C	10 – 40 °C
Об'єм пам'яті (вимірювань)	365
Кодування	Автокодування
Вага, кг	0,047 кг
Габарити, см	88 x 56 x 21

Senso Lite Nova Plus

Розглянуто пристрій для вимірювання рівня глюкози в крові Senso Lite Nova Plus. Даний зразок відрізняється від аналогічних приладів тим, що має два варіанти сповіщення про результати дослідження:

- У цифрах на електронному табло
- Голосовий супровід цифрового варіанта [21]

Є портативним приладом, за допомогою якого можна досліджувати периферичну кров на рівень глюкози в побутових умовах. Для цього краплю крові поміщають на тест-смужку і протягом короткого часу спостерігаємо відповідь на табло в цифрах, які дублюються голосом. [21]



Рис. 1.12 Senso Lite Nova Plus [21]

Технічні особливості приладу SensoLiteNovaPlus:

- Для проведення дослідження досить 0.5 мкл крові на тест-смужку
- Автоматичне включення при введенні в прилад тест-смужки
- Час дослідження 5 секунд
- Електронна пам'ять на 500 досліджень
- Джерело живлення - на літєвих батареях з тривалим терміном експлуатації
- Можливість переносити дані на комп'ютер [21]

Комплектація:

- SensoLite Nova Plus;
- Інструкція з експлуатації;
- Інструкція з експлуатації з ілюстраціями;
- Ланцетний пристрій (проколювач);
- 8 шт. одноразових стерильних ланцетів;
- 1 шт. контрольна перевірна смужка;
- 10 шт. Тест-смужок [21]

Загальні характеристики приладу наведено в таблиці 1.5 [21]:

Таблиця 1.5: Характеристики приладу Senso Lite Nova Plus [21]

Метод вимірювання	Електрохімічний
Об'єм зразка, мкл	0,5 мкл
Калібровка	По плазмі
Час визначення, с	5 с
Діапазон визначення, ммоль/л	0,6 – 33,3 ммоль/л
Усереднення результатів	7 – 90 днів
Робочий тиск/температура, °C	10 – 40 °C
Об'єм пам'яті (вимірювань)	500
Кодування	Автокодування
Вага, кг	0,055 кг
Габарити, см	4,5 x 10,5 x 1,8

1.6. Вибір та обґрунтування прототипу для приладу для вимірювання глюкози в крові

В даному дипломному проекті було запропоновано прототип інвазивного приладу для вимірювання рівня глюкози в крові. Прилад проводить вимірювання електрохімічним методом, тобто при контакті крові пацієнта з покриттям тест-смужки виникає невеликої сили струм, який і зчитується приладом. Показник рівня глюкози в крові напряму залежить від сили зчитуемого струму: чим сильніше струм, тим більше глюкози в крові пацієнта. Загальний вигляд приладу показано на рис. 1.13 та в додатку Б (креслення ДП ПБз5102.1702.001)

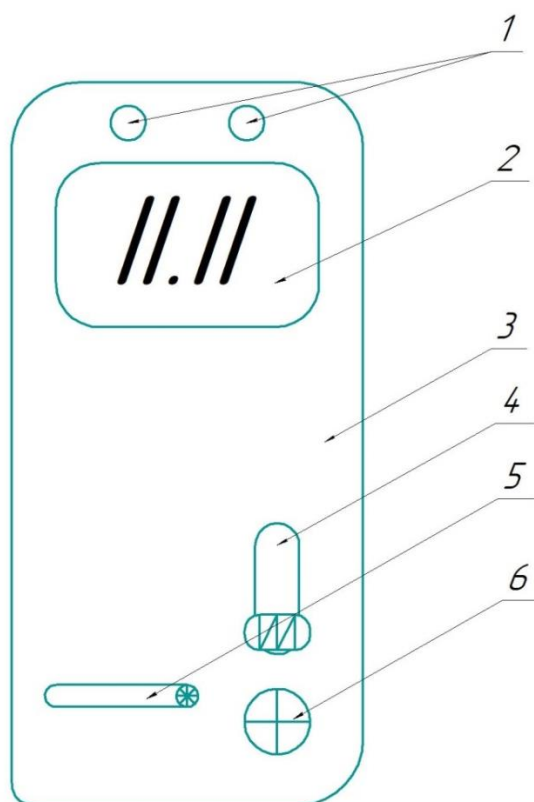


Рис. 1.13 Загальний вигляд приладу для вимірювання рівня глюкози в крові: 1 – Пристрої вводу; 2 – Дисплей; 3 – Корпус; 4 – Ланцетний пристрій; 5 – Блок тест-смужок; 6 – Кнопка керування.

Сам девайс невеликого розміру, має дисплей, на якому відображаються дані, блок тест-смужок та ланцетний пристрій. Заряджається за допомогою USB-порту, є можливість синхронізації з комп'ютером. Особливістю є тест -

смужка з електродами зі сплаву золота, яка забезпечує високу точність вимірювань. [22]

В даному дипломному проєкті запропоновані наступні покращення приладу: інтеграція ланцетного пристрою та слоту для карти пам'яті безпосередньо в корпус приладу.

За основу даного дипломного проєкту було взято задачу реалізувати таку модифікацію пристрою для вимірювання рівня глюкози в крові, при якій буде поліпшено ергономіку приладу та покращено його електронну складову. Призначенням описаної модифікації являється полегшення контролю рівня глюкози за умови встановлення ланцетного пристрою безпосередньо в корпус приладу.

Поставлена задача реалізовується шляхом інтеграції в прилад гнізда для карти пам'яті, ланцетного пристрою та блоку для тест-смужок.

За допомогою цього доопрацювання буде покращено діагностичні можливості приладу, а внаслідок інтеграції бази даних є можливість покращити персоналізацію моніторингу хвороби.

1.6.1. Розробка структурно – функціональної схеми апарату

На даному етапі було розроблено загальну структурно-функціональну схему приладу для вимірювання рівня глюкози в крові. Схема містить в собі основні елементи, я яких складається пристосування, такі, як блок керування, датчик, підсилювач, ланцетний пристрій та блок для тест-смужок. Саму схему показано на рис. 1.14 та в додатку Б (креслення ДП ПБз5102.1702.009 СХ):

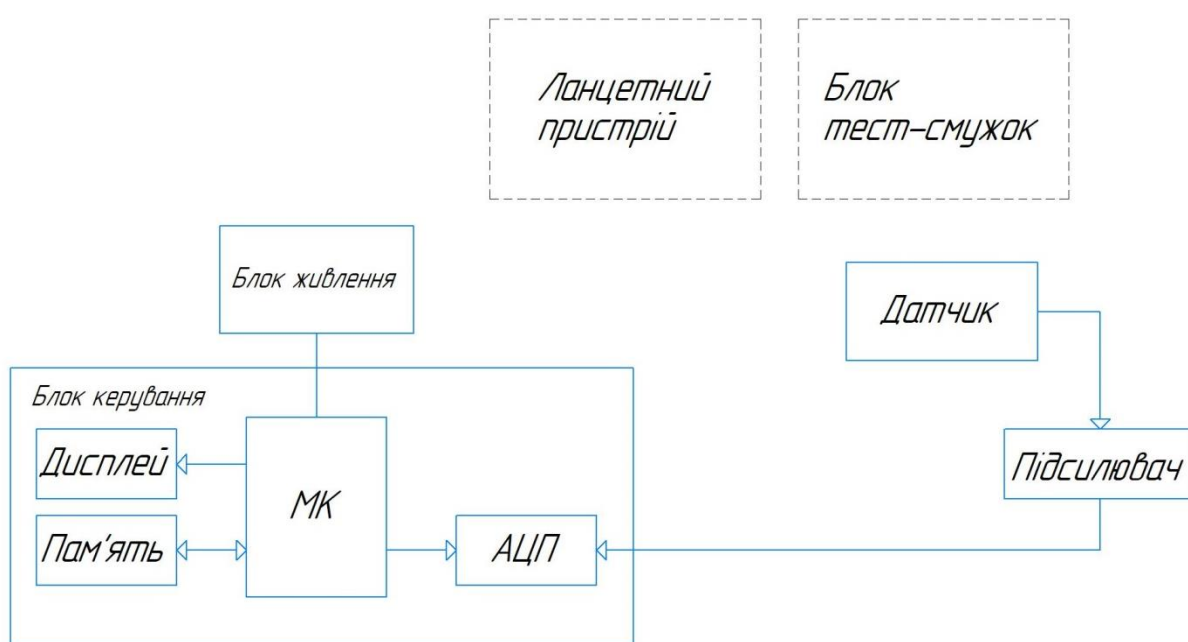


Рис. 1.14 Структурна схема приладу для вимірювання рівня глюкози в крові

На даній структурній схемі показано загальний структурний вигляд пристрою, що працює за принципом появи електричного струму невеликої сили при контакті реагенту тест-смужки і глюкози крові. Сила струму реєструється приладом, аналізується і конвертується в цифрові показники, які виводяться на дисплей. Сила струму, що генерується в ході реакції, залежить від кількості глюкози в крові. Представлена структурна схема являє собою найпростіший варіант апарату, який дозволяє виконувати вимірювання, запис та виведення інформації.

1.6.2. Конструювання і розрахунок електричної схеми

На даному етапі було розроблено принципову електричну схему приладу, з урахуванням усіх загальних вимог до її побудування. Схему побудовано на основі мікроконтролера Atmega 8, який містить вбудований аналогово-цифровий перетворювач, та необхідні порти для підключення додаткового обладнання. Електричну схему приладу представлено на рис. 1.15 та в додатку Б (креслення ДП ПБ35102.1702.010 СХ)

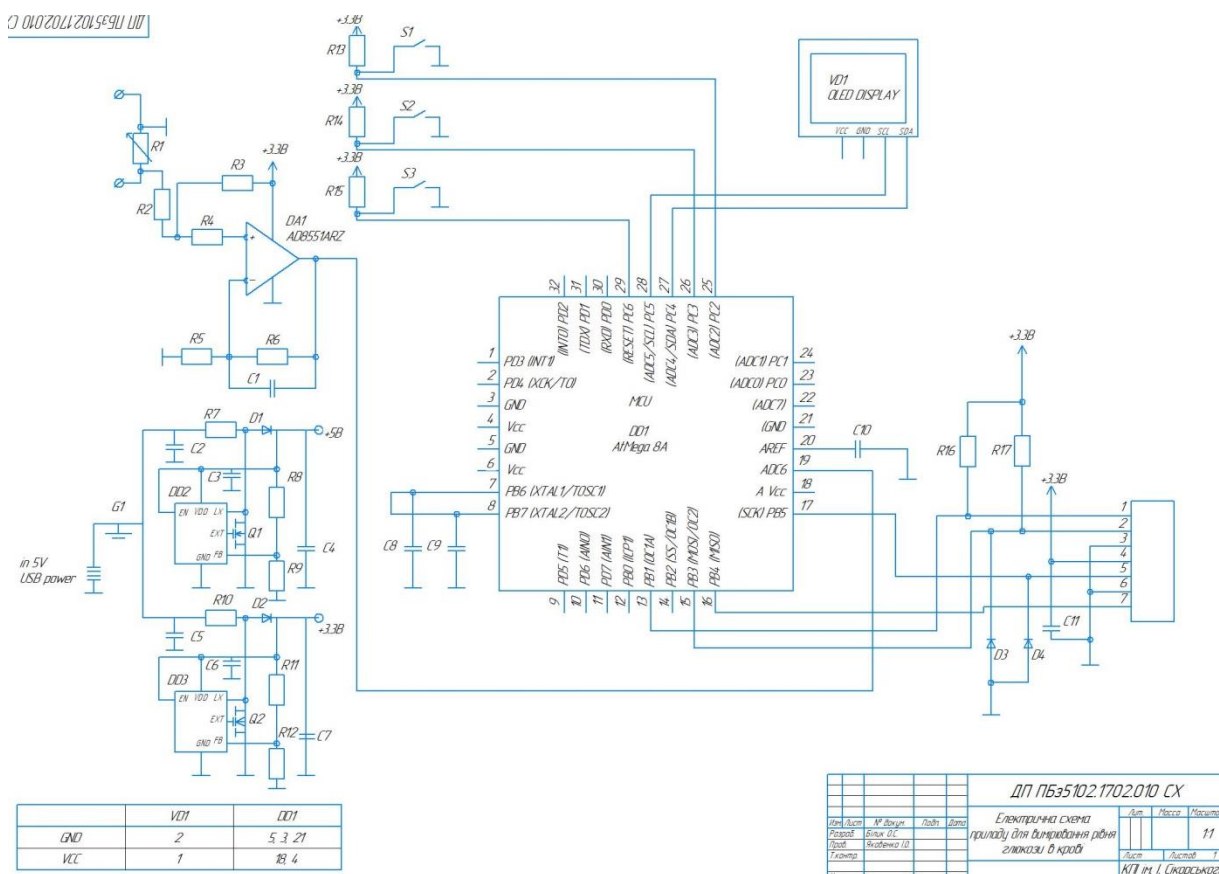


Рис. 1.15 Електрична схема запропонованого приладу для вимірювання рівня глюкози в крові

Показану вище електричну схему побудовано на основі мікропроцесора Atmega 8 з вбудованим АЦП. Струм, що виникає на тест-смужці внаслідок електрохімічної реакції прямує з датчика, що реалізований у вигляді резистора змінного опору R1, до аналогового підсилювача, який складається з резисторів R4 – R6, конденсатора C1 та самого підсилювача. З підсилювача струм прямує до вбудованого в мікропроцесор аналогово-цифрового перетворювача, який перетворює аналоговий сигнал в цифровий та подає його мікроконтролеру для обробки. Оброблений сигнал виводиться на дисплей. В якості додаткових

елементів до мікропроцесора під'єднано клавіші керування S1 – S3 та слот для додаткової пам'яті (карти micro SD).

В зв'язку з тим, що для мікроконтролера та необхідною напругою є 5В джерело живлення, яке представляє собою літій-іонний акумулятор, має саме таку напругу. Зважаючи на те, що певні елементи розробленої схеми споживають струм напругою 3,3В, було вирішено реалізувати в приладі дільник напруги, який розділяє отриману з джерела живлення напругу на дві мережі з напругою 5В та 3,3В.

Перелік елементів електричної схеми приладу:

- Мікропроцесор DD1 (Atmega 8);
- Дисплей VD1 (OLED DISPLAY);
- Підсилювач DA1 AD8551ARZ
- Резистори R1 – R17;
- Конденсатори C1 – C11;
- Діоди D1 – D4;
- Кнопки S1 – S3;
- Слот для карти пам'яті VD1

1.6.3. Розрахунок електричної схеми

Розрахунок підсилювача

В якості підсилювача вхідного сигналу було використано підсилювач AD8551ARZ. (рис1.16). Необхідно підсилити вхідну напругу, щоб напруга не перевищувала 5В, приблизно в діапазоні від 0.1В до 5В.

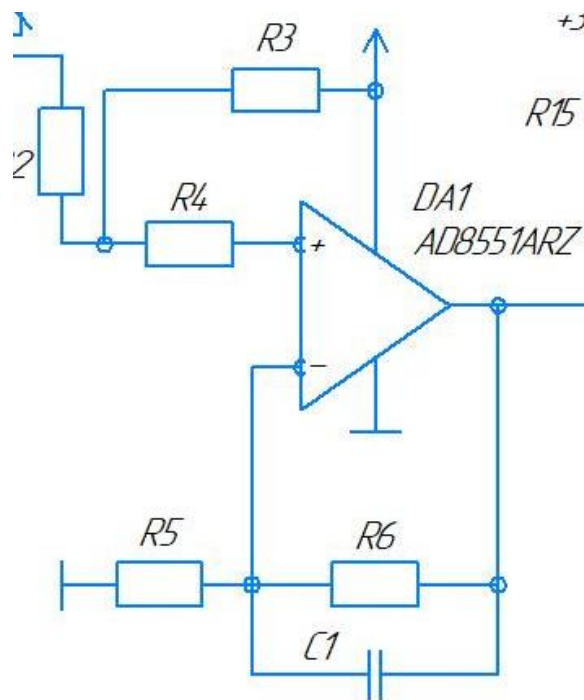


Рис. 1.16 Підсилювач на базі ОП AD8551ARZ

Розрахуємо максимальний коефіцієнт підсилення для $U_{пр.}$ за умови, що нам відомі значення $R6 = 330 \text{ кОм}$, $R3 = 3 \text{ кОм}$

$$K = \frac{R6}{R3} \quad (1.1)$$

Виходячи з формули 1.1 розраховуємо:

$$K = \frac{330 \cdot 10^3}{3 \cdot 10^3} = 110$$

Приймаємо $K = 110 \text{ Ом}$

Розрахуємо $U_{пр.}$ за прийнятим коефіцієнтом підсилення за умови, що відоме значення $U_{max} = 5\text{В}$

$$U_{\text{пр.}} = \frac{U_{\text{max}}}{K} \quad (1.2)$$

$$U_{\text{пр.}} = \frac{5}{110} = 4.5 * 10^{-2}$$

Приймаємо

$$U_{\text{пр.}} = 4.5 * 10^{-2}$$

Розрахунок аналогово-цифрового перетворювача

Вибір АЦП проводимо виходячи з двох умов:

- Розрядність АЦП повинна задовольняти вимогам точності;
- Вхідний сигнал повинен бути в межах динамічного діапазону.

Розрахуємо відношення сигналу та шумів, за умови що відомі значення вхідної напруги $U = 5\text{В}$, та напруги шумів $U_{\text{ш}} = 10\text{мВ}$

Відношення сигнал/шум буде:

$$\Delta U = \frac{U}{U_{\text{ш}}} \quad (1.3)$$

$$\Delta U = \frac{5}{0.01} = 500$$

Приймаємо значення $\Delta U = 500\text{В}$

Знайдемо значення напруги за наявності шумів – напруга для розрахунку точності повинна бути в п'ять разів менша.

$$U_T = U_{\text{ш}} * 5 \quad (1.4)$$

$$U_T = 0,01 * 5 = 0,05\text{В}$$

Приймаємо $U_T = 0,05\text{В}$

При даному значенні напруги точність АЦП буде складати 2,5%.

1.7. Вибір елементної бази

В якості мікроконтролера було обрано 8-розрядний високопродуктивний AVR мікропроцесор з малим споживанням, тип Atmega 8 (рис. 1.17).

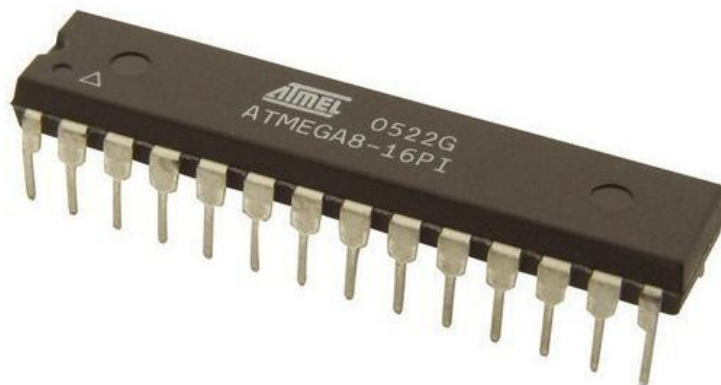


Рис. 1.17 Мікропроцесор Atmega 8 [23]

Список характеристик мікроконтролера приведено в таблиці 1.6.

Таблиця 1.6 Основні характеристики мікроконтролера Atmega 8 [23]

Характеристика	Опис
Кількість циклів стирання/запису	1000
Режим одночасного читання/запису	Наявний
Об'єм EEPROM	512 кБайт
Обсяг вбудованої SRAM	1 кБайт
Вбудована периферія	Наявна
Кількість 8-бітних таймерів	2
Кількість 16-бітних таймерів	1
АЦП	Наявний
Кількість каналів	20
Аналоговий компаратор	Наявний
RC-генератор	Наявний, калібрований
Кількість ліній вводу/виводу	23
Робоча напруга	4,5 – 5,5В
Робоча частота	0 – 16МГц

В якості дисплея було обрано рідкокристалічний OLED дисплей (рис. 1.18).

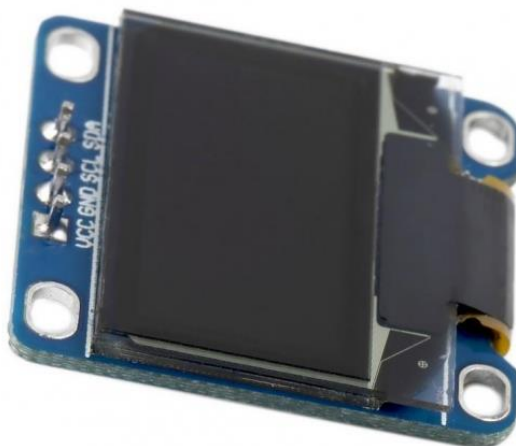


Рис. 1.18 OLED дисплей [24]

Список характеристик дисплею приведено в таблиці 1.7.

Таблиця 1.7 Характеристики дисплею OLED [24]

Характеристика	Опис
Розмір екрану	0.96"
Роз'єм	4pin
Напруга живлення	3 – 3,4В
Роздільна здатність	128x64
Габарити	11x27x27
Вага	4г

1.8. Технічне обслуговування розробленого приладу

В ході експлуатації даного приладу є можливим виникнення певних неполадок. Як правило, більшість неполадок з'являються внаслідок порушення користувачем правил експлуатації приладу або через вичерпання терміну роботи деяких його елементів.

Ряд можливих несправностей та можливі методи їх усунення приведено в таблиці 1.8:

Таблиця 1.8: «Можливі несправності та варіанти їх усунення»

Несправність	Причина	Метод усунення
При підключенні живлення індикатор не загорається.	1) Перегорів запобіжник 2) Неполадки з елементом живлення	1) Відключити прилад від живлення, заміна запобіжника 2) Перевірити елемент живлення, заміна при необхідності
При включенні живлення індикатор загорається, а виміри не відбуваються.	Неполадка датчика	Заміна на аналогічний, згідно з представленою інформацією

2. Технологічний розділ

2.1. Аналіз технологічності

Під терміном «технологічність конструкції складального приладу або складальної одиниці» мається на увазі такі властивості девайсу, які надають можливість зборки даного пристосування у найкоротші проміжки часу, з використанням найпростіших економічних та прогресивних технологічних процесів. Дане поняття необхідно розглянути, з урахуванням масштабів виробництва та програм випуску виробів.

Конструкцію вважають технологічною за наступних умов:

- 1) мала трудозатратність виготовлення,
- 2) низька собівартість виготовлення,
- 3) короткий складальний цикл,
- 4) досить високий рівень уніфікації,
- 5) найбільша стандартизація та нормалізація елементів,
- 6) присутність можливості застосувати найбільш прості та прогресивні методи виготовлення та складання, з високою продуктивністю, точністю та надійністю.

Технологічність виробу являється відносним якісним показником, що має бути оцінений шляхом порівняння зазначених вище характеристик виробництва з тими, які має базовий виріб даної категорії. Під базовим мають на увазі той виріб, який випускали раніше, і який є найбільш вдалим зразком даної групи приладів, які випускаються.

Оцінка рівня технологічності приладу в приладобудуванні проводиться за ГОСТ 14.201-73. Усі показники технологічності класифікуються за такими ознаками приладу та областей його застосування:

- 1) кількість можливих ознак його технологічності;
- 2) область аналізів приладу;
- 3) спосіб його системи оцінки.

2.2. Розробка складального креслення приладу для вимірювання рівня глюкози в крові

На даному етапі розроблено складальне креслення пристрою для вимірювання концентрації глюкози в крові (рис. 2.1). Креслення розроблене на основі зовнішнього вигляду приладу, з дотриманням його внутрішньої структури та з урахуванням описаних у попередніх параграфах особливостей його конструкції. Дотримані всіх зовнішніх та внутрішніх розмірів приладу, вказано елементи посадок та кріплень.

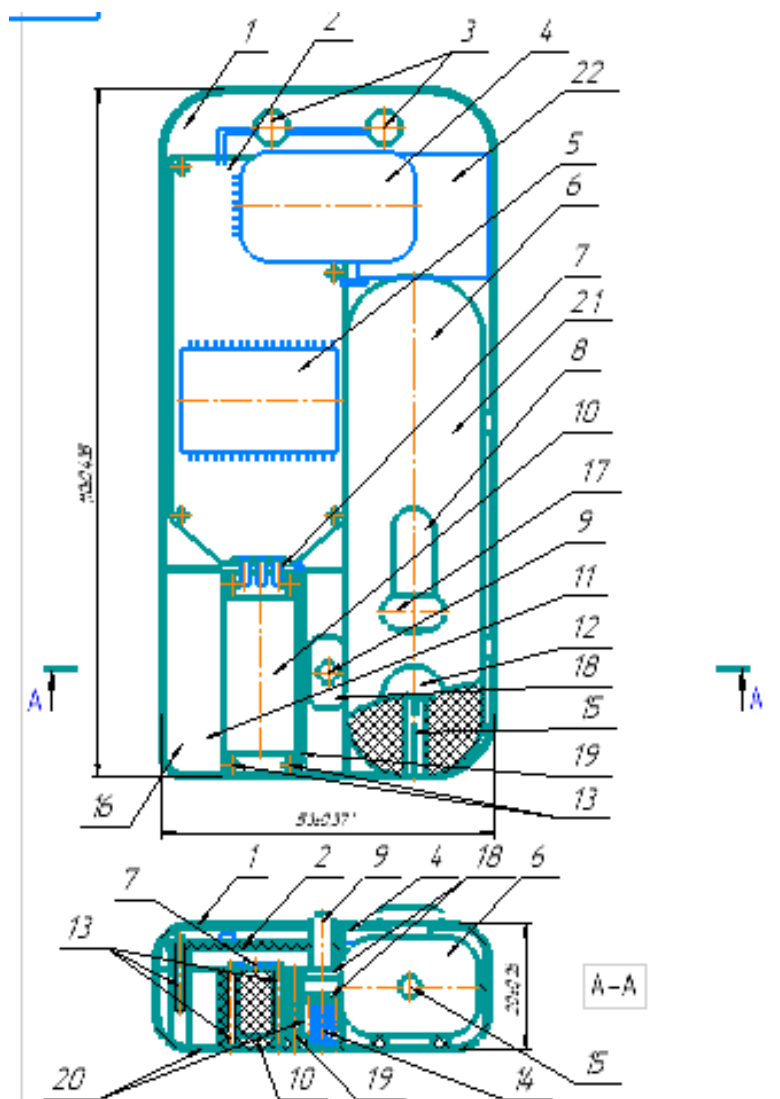


Рис. 2.1 Складальне креслення приладу для вимірювання рівня глюкози в крові: 1 – Корпус, 2 – Плата, 3 – Пристрої вводу, 4 – Дисплей, 5 – Мікропроцесор, 6 - Ланцетний пристрій, 7 – Датчики, 8 – Повзунок, 9 – Кнопка подачі тест-смужок, 10 – Платформа, 11 – Ємність для смужок, 12 – Кнопка керування, 13 – Гвинти, 14 – Пружина, 15 – Голка, 16 – Корпус, 17 – Кнопка повзунка, 18 – Тримачі, 19 – Слот для карти пам'яті, 20 – Бокова кришка, 21 – Корпус, 22 – Акумулятор

Дане складальне креслення повинно давати чітке уявлення про розташування та взаємний зв'язок складових частин, приладу, що забезпечує можливість складання і контролю виробу.

Креслення виконано на форматі A2 в масштабі 3:1, зі збереженням всіх оригінальних пропорцій приладу. На кресленні вказано основні необхідні розміри, габарити приладу та перелік деталей, шляхом присвоєння їм позицій.

2.3. Розрахунок технологічності приладу (вузла)

2.3.1. Основні показники технологічності

Абсолютний техніко-економічний показник трудомісткості виготовлення виробу визначається трудомісткістю всіх складальних і випробних операцій процесу виготовлення [25].

Показник уніфікації конструкції. Критерій уніфікації виробу [25]:

$$K_y = \frac{N_y + n_y}{N + n} \quad (2.1)$$

де N_y, n_y - кількість уніфікованих складальних одиниць і деталей в конструкції, яка аналізується; N, n - число всіх складальних одиниць і деталей у приладі.

Під уніфікованими складальними одиницями та деталями розуміють широко застосовувані, нормалізовані елементи.

Порівняння ведуть за таких умов [25]:

якщо $K_y < 0,25$, то технологічність виробу низька;

якщо $K_y = 0,25 \dots 0,5$, то задовільна;

якщо $K_y > 0,5$, то добра.

Коефіцієнт уніфікації складальних одиниць [25]:

$$K_{yN} = \frac{N_y}{N} \quad (2.2)$$

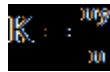
Орієнтовно можна оцінювати за величиною [25]:

якщо $K_{yN} < 0,2$, то технологічність виробу низька;

якщо $K_{yN} = 0,2 \dots 0,4$, то задовільна;

якщо $K_{yN} > 0,4$ – добра [25]

Коефіцієнт уніфікації деталей виробу [25]:



(2.3)

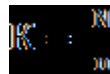
Оцінка відбувається наступним чином [25]:

Якщо $K_{yn} < 0,3$, то технологічність виробу низька;

якщо $K_{yn} = 0,3 \dots 0,6$, то задовільна;

якщо $K_{yn} > 0,6$, то добра.

Показник складеності конструкції. Визначається коефіцієнтом складності конструкції, який враховує ступінь розділеності всієї конструкції виробу на складальні одиниці N і деталі n [25]:



(2.4)

Чим більший цей коефіцієнт, тим виріб має більшу технологічність, оскільки в такому випадку легше виконувати складання за рахунок паралельності складальних операцій на уніфікованих і спеціалізованих робочих місцях, легше виконувати контроль, нижча собівартість [25].

Порівняльний аналіз можна вести з орієнтовних цифр [25]:

якщо $K_{ск} < 0,2$, то технологічність виробу низька;

якщо $K_{ск} = 0,2 \dots 0,4$, то задовільна,

якщо $K_{ск} > 0,4$, то добра.

Показник уніфікації застосовуваних складальних процесів. Цим показником характеризується технологічність виробу з погляду простоти освоєння його на виробництві за рахунок можливості застосування при його складанні раніше застосовуваних, добре освоєних і оснащених складальних процесів, які називають в цьому разі уніфікованими, відомими галузі. До таких, процесів належать згвинчування, пресування, паяння, монтаж шарикопідшипникових опор, намотувальні процеси та ін. Технологічність аналізованого виробу за показником уніфікації застосовуваних процесів оцінюється коефіцієнтом застосування типових для галузі технологічних процесів [25]:

$$K_{\text{тп}} = Q_{\text{тп}} / Q_{\text{п}} \quad (2.5)$$

де $Q_{\text{тп}}$ - кількість типових технологічних операцій, уніфікованих за даною галуззю приладобудування; $Q_{\text{п}}$ - кількість усіх необхідних для складання даного виробу операцій.

Порівняльні значення такі [25]:

якщо $K_{\text{тп}} < 0,5$, то технологічність виробу низька;

якщо $K_{\text{тп}} = 0,5 \dots 0,7$, то задовільна;

якщо $K_{\text{тп}} > 0,7$, то добра.

2.3.2. Розрахунки параметрів технологічності

Розрахунки технологічності приладу приведено за формулами, описаними в попередньому параграфі.

Дані для обрахунків технологічності приладу приведено в таблицях 2.1, 2.2 та 2.3:

Таблиця 2.1 Опис уніфікації вузлів розробленого приладу

Назва	Кількість	Уніфікованість
Корпус	1	Неуніфікований
Плата	1	Уніфікований
Мікропроцесор	1	Уніфікований
Дисплей	1	Уніфікований
Пристрій вводу	2	Уніфікований
Датчик	3	Уніфікований
Гніздо для карти пам'яті	1	Уніфікований
Ланцетний пристрій СК	1	Неуніфікований
Акумулятор	1	Уніфікований

Таблиця 2.2 Опис уніфікації деталей розробленого приладу

Назва	Кількість	Уніфікованість
Гвинти	8	Уніфіковані
Голка	1	Уніфікована
Повзунок	1	Неуніфікована
Кнопка	1	Неуніфікована
Платформа	1	Неуніфікована
Тримач	1	Неуніфікована
Кришка	1	Неуніфікована
Кнопка смужок	1	Неуніфікована
Пружина	1	Уніфікована
Корпус	1	Неуніфікована
Кришка корпусу	1	Неуніфікована

Таблиця 2.3 Опис уніфікації операцій розробленого приладу

Назва	Уніфікованість
Паяти	Уніфікована
Загвинтити	Уніфікована
Встановити	Уніфікована
Контроль	Неуніфікована
Випробування	Неуніфікована
Маркування	Уніфікована
Пакування	Уніфікована

1) Показник уніфікації конструкції:

$$K_y = \frac{10+10}{11+10} = 0.67$$

$K_y = 0.67$ - згідно з умовами технологічність є доброю;

2) Коефіцієнт уніфікації складальних одиниць:

$$K_{yN} = \frac{10}{12} = 0.83$$

$K_{yN} = 0.83$ - згідно з умовами технологічність є доброю;

3) Коефіцієнт уніфікації деталей виробу

$$K_{yn} = \frac{10}{18} = 0.56$$

$K_{yn} = 0.56$ - згідно з умовами технологічність є задовільною;

4) Показник складеності конструкції.

$$K_{ck} = \frac{11}{18} = 0,61$$

$K_{ck} = 0,61$ - згідно з умовами технологічність є доброю;

5) Показник уніфікації застосовуваних складальних процесів

$$K_{tp} = \frac{6}{8} = 0,71$$

$K_{tp} = 0,71$ - згідно з умовами технологічність є доброю;

На основі зроблених розрахунків можна зробити висновок, що технологічність даного приладу повністю задовольняє затребувані вимоги та є достатньою для випуску приладу в серійне виробництво.

2.3.3. Розрахунок параметричної точності жорсткості пружини

Функціональні елементи є найпростішими деталями приладу, які, виходячи зі своїх властивостей, мають якийсь вихідний фізичний параметр, що використовується в роботі приладу. До таких деталей відносять мембрани, пружини і т.д [25].

Визначити вихідного параметра функціонального елементу можна декількома методами. Для даного приладу буде визначено розкид жорсткості пружини методом частинного диференціювання.

Модулі пружності для сталі показано в таблиці 2.5

Таблиця 2.4 Показники пружності марок сталі[25]

Матеріал	Показники модуля пружності (E, G; Н*м ² , кг/см ² , МПа)
Сталь	20,6*10 ¹⁰ ньютон*метр ²
Сталь вуглецева	E=(2,0...2,1)*10 ⁵ МПа; G=(8,0...8,1)*10 ⁴ МПа
Сталь 45	E=2,0*10 ⁵ МПа; G=0,8*10 ⁵ МПа
Сталь 3	E=2,1*10 ⁵ МПа; G=0,8*10 ⁵ МПа

Відомо, що номінальне значення жорсткості пружини визначається за формулою [25]:

$$Z_0 = G^1 * d^4 * 8^{-1} * D^{-3} * n^{-1} \quad (2.6)$$

де G – модуль пружності матеріалу пружини

d – діаметр дроту пружини

D – діаметр навивки пружини

n – кількість витків пружини

Маючи всі дані, підставляємо їх у формулу та вираховуємо номінальне значення жорсткості для даної пружини:

$$Z_0 = 80000^1 * 0,6^4 * 8^{-1} * 3,6^{-3} * 10^{-1} = 80000 * 0,1296 * 0,125 * 0,021 * 0,1 = 2,72$$

$$Z_0 = 2,72$$

Розкид жорсткості пружини можемо вирахувати за формулою:

$$\delta_z = \delta_{zg} + \delta_{zd} + \delta_{zD} + \delta_{zn} \quad (2.7)$$

Проведемо частинне диференціювання і розрахуємо:

$$\delta_{zg} = \frac{d^4}{8D^3 n} * \delta_G = \frac{0,6^4}{8 * 3,6^3 * 10} * 1600 = 0,06 \text{ Н/мм}$$

$$\delta_{zd} = \frac{4d^3}{8D^3 n} * \delta_d = \frac{4 * 0,6^3}{8 * 3,6^3 * 10} * -0,01 = -0,2 \text{ Н/мм}$$

$$\delta_{zD} = \frac{3d^4}{8D^4 n} * \delta_D = \frac{3 * 0,6^4}{8 * 3,6^4 * 10} * 0,01 = 0,02 \text{ Н/мм}$$

$$\delta_{zn} = \frac{d^4}{8D^3 n^2} * \delta_n = \frac{0,6^4}{8 * 3,6^3 * 10^2} * -0,1 = -0,03 \text{ Н/мм}$$

Тоді згідно з обраним методом:

$$\delta_z = \sum |\delta_{zi}| = 0.31 \text{ Н/мм}$$

$$(BV)_z = 0,06 - 0,03 = 0,03 \text{ Н/мм}$$

$$(HB)_z = -0,2 + 0,01 = -0,19 \text{ Н/мм}$$

$$\text{В результаті жорсткість пружини } z = 2.72 \begin{matrix} +0.03 \\ -0.19 \end{matrix} \text{ Н/мм}$$

2.4. Розробка технологічного процесу складання

Проектування технологічного процесу складання являє собою вибір найраціональніших процесів і методів складання, визначення послідовності з'єднання деталей та складальних одиниць, регулювання та контролю виробу (чи складальних одиниць) з описом та назначенням обладнання, робочих і вимірювальних інструментів. Для цього потрібно передбачати усі заходи для забезпечення вибраної програми випуску виробів, які загалом мають відповідати технічним умовам скорочення трудомісткості, тривалості циклу складання та зниження їх собівартості. [25]

2.4.1. Схема ступенів складання

Шляхом аналізу конструкторської документації для даного приладу було створено схему складального складу. Побудова даної схеми надасть можливість визначити конструкцію та складальні елементи приладу, їх взаємозв'язок, а також уявити проект технологічного процесу складання. Схема складального складу використовується для аналізу і синтезу приладу в процесі складання. Під аналізом треба розуміти ступінь розгалуження приладу в процесі складання. Під синтезом приладу і складального процесу розуміється прийняття правил (порядку) побудови приладу із його елементів та складального процесу його операцій і їх частин [25].

В даному дипломному проекті схема складального складу представлена на рис. 2.2 та в додатку Б (креслення ДП ПБз5102.1702.007 СХ).

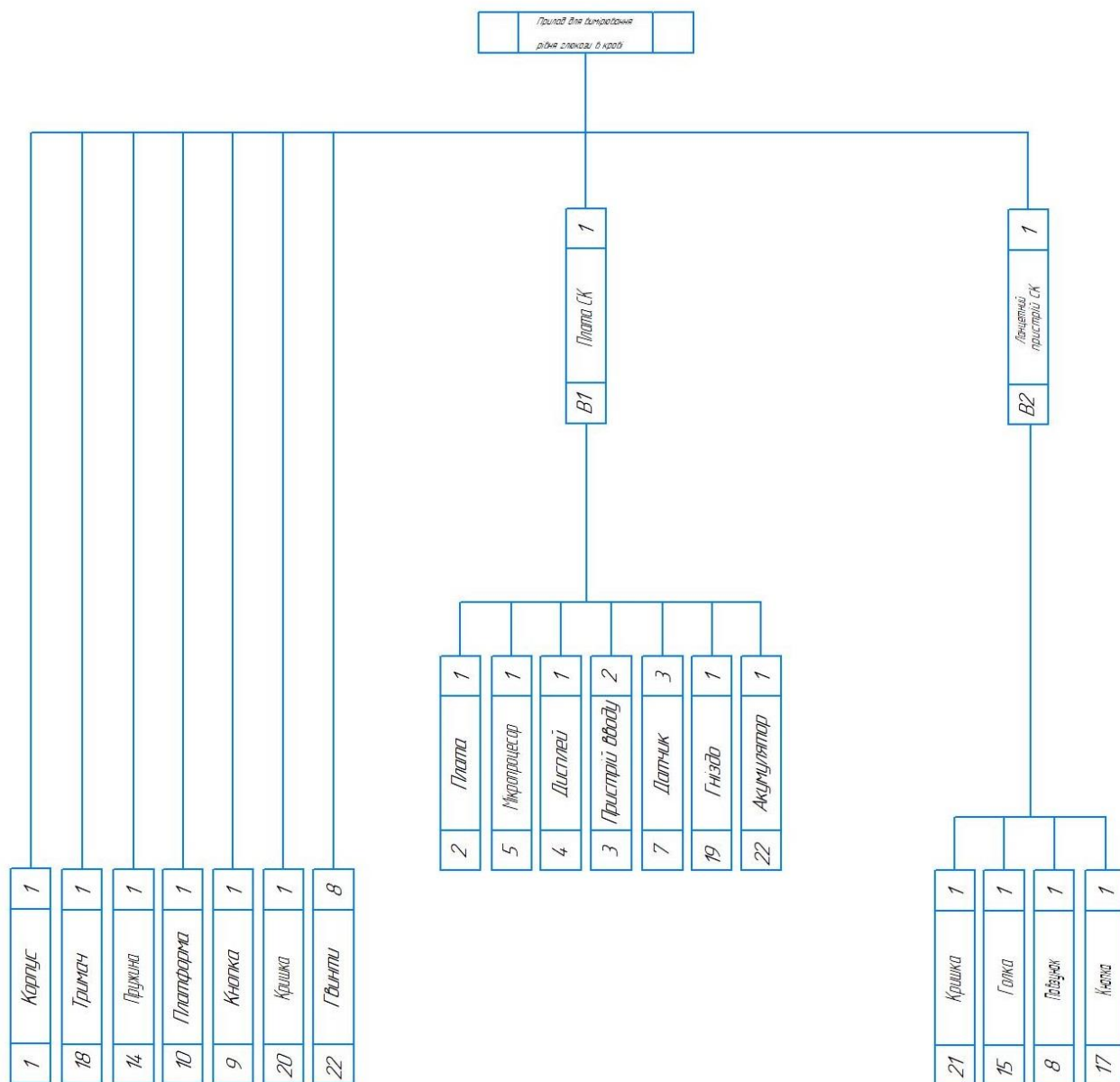


Рис. 2.2 Схема ступенів складання ДП ПБз5102.1702.007 СХ

Розроблений в даному проекті прилад містить дві складальні одиниці: плату та ланцетний пристрій. На платі змонтовані наступні деталі: пристрої вводу, друкована плата, мікропроцесор, дисплей, датчики глюкози, гніздо для карти пам'яті та акумулятор. Ланцетний пристрій містить в собі наступні деталі: кришку, голку, повзунок та кнопку керування. Корпус, тримач, пружина, платформа, кнопка кришка та гвинти є окремими деталями, які монтуються безпосередньо у прилад.

2.4.2. Технологічна схема складання

Технологічна схема складання, сприяючи аналізу конструкції приладу з технологічної точки зору, дозволяє вносити зміни в конструкцію приладу, що спрощують технологічний процес. Технологічна схема складання, являє собою наочне зображення складального процесу, являється основним документом, що фіксує технологічний процес складання [25].

Технологічну схему складання приладу представлено на рис 2.3 та в додатку Б (креслення ДП ПБз5102.1702.006 СХ).

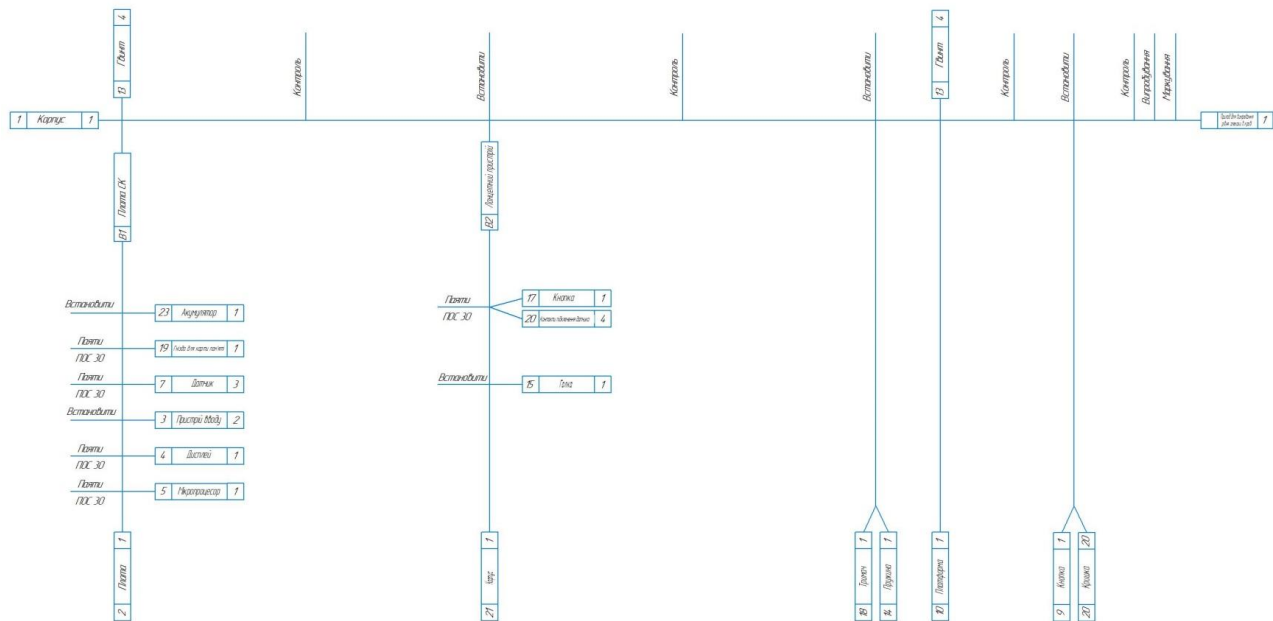


Рис 2.3 Технологічна схема складання ПБз5102.1702.006 СХ:

Плата є вузлом, закріпленим на корпусі за допомогою чотирьох гвинтів М1, які вкручуються у відповідні отвори. На плату припаюється припоєм ПОС-30 (ГОСТ 21931-76) мікропроцесор, дисплей, датчики та гніздо для карти пам'яті, встановлюються пристрої вводу та акумулятор.

Після проведеної перевірки, в корпус встановлюється вузол ланцетного пристрою. В сам пристрій встановлюється голка, кнопка керування та повзунок.

Після проведеної перевірки на корпус окремо встановлюються тримачі смужок з пружиною, платформа для смужок, яка кріпиться чотирма гвинтами М1, встановлюються кнопка подачі смужок з кришкою приладу.

Наприкінці обов'язково проводиться контроль приладу, випробування та калібрування.

Разом з ТСС в даному дипломному проекті було розроблено маршрутну карту виготовлення приладу, карта показана в додатку А.

2.5. Контрольне пристосування

За допомогою багатофункціонального мультиметра DT 830B можна провести діагностику електронних елементів

Мультиметр DT 830B використовується для проведення вимірювань характеристик електричних ланцюгів. Він характеризується високою точністю вимірів постійного струму, постійної або змінної напруги, опору ланцюгів [26]. Зовнішній вигляд контрольного приладу показано на рис. 2.4.



Рис. 2.4. Мультиметр DT 830B [26]

Технічні характеристики DT 830B приведено в таблиці 2.5.

Таблиця 2.5 Технічні характеристики DT 830B [26]

Максимальне значення вимірювання	1999
Кількість вимірювань в секунду	3
Основна погрішність вимірювань, %	1%
Максимальна постійна напруга, U	1000 В
Максимальна погрішність показів постійної напруги, U	0.5% + 2
Максимальна змінна напруга, U	750 В
Мінімальна змінна напруга, U	3,5
Погрішність показів змінної напруги, U	1.2% + 10
Максимальний постійний струм, I	10А
Погрішність показів струму, I	2% + 2
Максимальний опір, R	2 МОм
Мінімальний опір, R	200 Ом
Максимальна ємність, C	20 мкФ
Мінімальна ємність, C	2000 пФ
Максимальна робоча напруга, U	1000 В
Габаритні розміри	126 x 70 x 28
Маса	137 г

Висновок

В ході даного дипломного проекту було розроблено прилад для моніторингу рівня глюкози в крові. Проведено аналіз наявних наукових джерел, опис теоретичної інформації. Проведено дослідження кровоносної системи людини, крові в цілому, визначено патології, які виникають при порушенні концентрації глюкози в крові. Вивчено класифікацію методів визначення рівня глюкози в крові. Проведено аналіз засобів інтелектуальної власності: патентний пошук та аналіз існуючих аналогів. Запропоновані покращення конструкції приладу та здійснено обґрунтування їх. Здійснено опис зовнішнього вигляду приладу, розроблено принципову електричну схему, було детально описано принцип роботи. Було здійснено необхідні розрахунки, такі, як розрахунки функціональних елементів приладу, розрахунки технологічності, побудовано необхідні карти і схеми. Виконано деталювання приладу та його складальне креслення.

Список використаної літератури:

- 1) Свиридов О.І. Анатомія людини, О. І. Свиридов. — К: Вища школа, 2000, 399 с.
Доступ: https://www.studmed.ru/sviridov-o-anatomya-lyudini_038aa930bc1.html
- 2) Липченко В. Я., Самусев Р. П., Атлас нормальной анатомии человека, М.: Медицина, 1989, 320 с.
Доступ: <http://anfiz.ru/books/item/f00/s00/z0000015/index.shtml>
- 3) Очкуренко О. М., Федотов О. В., Анатомія людини: навчальний посібник, -К.: Вища школа, 1992, 333с.
Доступ: <https://search.rsl.ru/ru/record/01001231118>
- 4) Анатомія людини : навч. посіб. / Барикова Л. Б. — Івано-Франківськ : [б. в.], 2003. — 71 с.
- 5) Миловзорова М. С. Анатомия и физиология человека : підручник / М. С. Миловзорова. — М: Медицина, 1972. — 230 с.
Доступ: <https://www.twirpx.com/file/25482/>
- 6) Стебельский С. Е. Анатомия сосудистой и периферической нервной систем человека : атлас схем / С. Е. Стебельский, В. Д. Маковецкий, Т. П. Стефановская. — К: Вища школа, 1984. — 165 с.
Доступ: https://www.studmed.ru/stebelskiy-se-makoveckiy-vd-stefanovska-tp-anatomiya-sosudistoy-i-perifericheskoy-nervnoy-sistem-cheloveka-atlas-shem-chast-1-krovenosnaya-i-limfaticeskaya-s-my_c1ee2eed1eb.html
- 7) Анатомія та фізіологія з патологією : підручник / за ред. проф. Я. І. Федонюка, Л. С. Білика, Н. Х. Микули. — Т: Укрмедкнига, 2001. — 676 с
Доступ: http://shron1.chtyvo.org.ua/Fedoniuk_YaI/Anatomiia_ta_fiziologii_a_z_patolohiiei.pdf
- 8) Цибенко В.О. Фізіологія серцево-судинної системи: навчальний посібник / Цибенко В.О. - К: Вища школа, 2002. — 215 с

Доступ: http://chtyvo.org.ua/authors/Tsybenko_Vsevolod/Fiziologia_sertsevo-sudynnoi_systemy/

- 9) Радкевич В. Сахарный диабет / В. Радкевич. - М. : Грэгори, 1998. - 316с.

Доступ: <https://search.rsl.ru/ru/record/01001745527>

- 10) Герасименко В.Л. Обзор методов определения глюкозы: [Текст] / В.Л. Герасименко – М.: Наука, 2005. – 356 с.

Доступ: https://www.google.com.ua/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=2ahUKEwi2ubKY3ujiAhUux4sKHYY0zBfMQFjABegQIABAC&url=https%3A%2F%2Foeipt.vntu.edu.ua%2Findex.php%2Foeipt%2Farticle%2Fdownload%2F236%2F235%2F&usg=AOvVaw3t_7yCEH78ZE0DHqaYLRiJ

- 11) Driskill W.T. Diabetes Continues to the Nation's Fourth Leading Cause of Death / W.T. Driskill //Health Educator. – 2006. – №3. – 18 – 23с.

- 12) Патент на корисну модель UA 87479 U «Неінвазійний мобільний глюкометр» від 10.02.2014 виданий Бобоничу П.П.

Доступ: <http://uapatents.com/>

- 13) Патент на корисну модель UA 96741 C2 «Наручний годинник глюкометр» від 12.12.2011 виданий Бобоничу П.П.

Доступ: <http://uapatents.com/>

- 14) Патент на корисну модель USOO563881.6A «Пристрій для постійного моніторингу крові» від 17.07.1997 виданий Masimo Corporation

Доступ: <https://patents.google.com>

- 15) Патент на корисну модель CN107334477A «Двоспектровий неінвазивний пристрій для виявлення глюкози в крові» від 10.11.2017 виданий Ляо Нінфану

Доступ: <https://patents.google.com>

- 16) Патент на корисну модель CN105559794A «Переносний неінвазивний динамічний монітор глюкози в крові на основі функцій фотоакустичної спектроскопії» від 23.02.2016 виданий Яну Ліфенгу
Доступ: <https://patents.google.com>
- 17) Патент на корисну модель UA 71810 А «Оптичний датчик для неінвазивного визначення глюкози (за ефектом Бобонича П.П.)» від 26.03.2003 виданий Бобоничу П.П.
Доступ: <http://uapatents.com/>
- 18) Accu-Chek Aviva Plus test strips – Режим доступу: <https://www.accu-chek.com>
- 19) Прилади від Longevita – Режим доступу: <https://longevita.ua>
- 20) ТОВ "АТ Мед" представництво компанії Inforia в Україні – Режим доступу: <http://infopia.com.ua>
- 21) Sensolite medical – Режим доступу: <http://sensolite.com>
- 22) Rightest Blood Glucose Management – Режим доступу: <https://www.bionime.com>
- 23) Мікроконтролер АТМega8 – Режим доступу: <http://www.atmega8.ru>
- 24) OLED дисплей – Режим доступу: <https://arduino.ua>
- 25) Румбешта В.О., Основи технології складання приладів: Підручник / -К.: ІСДО, 1993, 303с.
- 26) Мультиметр DT 830В <http://www.sxemotehnika.ru>

Методи визначення рівня глюкози

Інвазивні методи

Редуктометричний

Колометричний

Ферментативний

Глюкооксидазний

По кінцевій точці

Кінетичний

Відбивний

Електрохімічний

Гексокиназний

По кінцевій точці

Кінетичний

Неінвазивні методи

Спектральний аналіз

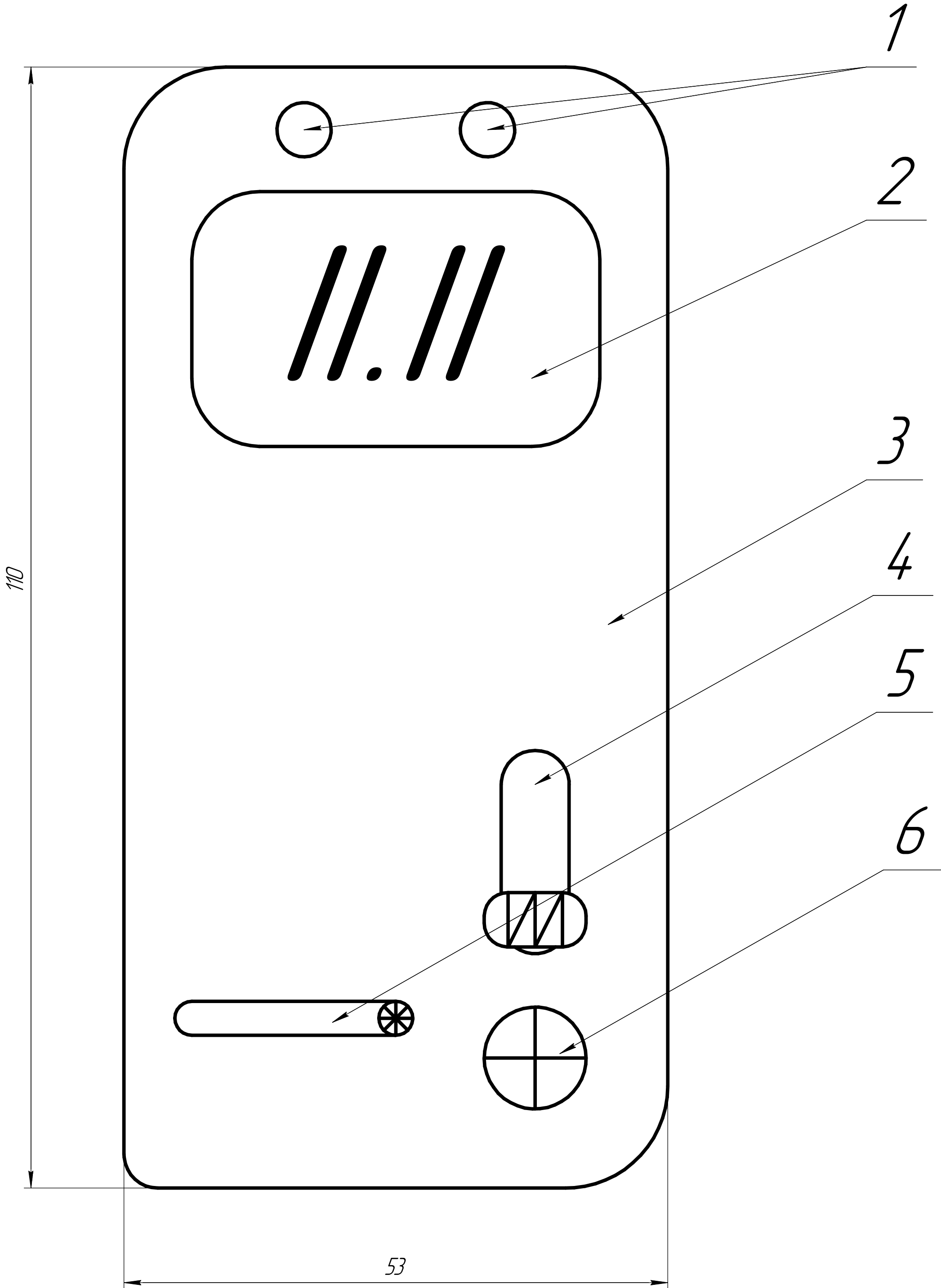
Раман-спектроскопія

Фотоакустична спектроскопія

Розсіювальний

Поляризаційний

							ДП ПБз5102.1702.001 СХ			
Ім.	Колуч.	Лист	Нрзак.	Подп.	Дата		Методи вимірювання рівня глюкози в крові	Стадія	Маска	Масштаб
Розрад.		Билик	О.С.							
Проб.		Яковенко	І.О.					Лист	Листов	
І. контроль								КПІ ім. І. Сікорського, каф. ВП, ПБФ		
Н. контроль										
Утв.		Яковенко	І.О.					Формат А1		



- 1. Пристрої вводу
- 2. Дисплей
- 3. Корпус
- 4. Ланцетний пристрій
- 5. Блок тест-смужок
- 6. Кнопка керування

Габаритні розміри		110x53x20	
Маса приладу		0,08 кг	
Об'єм необхідного зразка		1-3 мкл	
Час вимірювання		5 с	
Діапазон вимірювання		0,6 – 33,3 ммоль/л	
Калібровка		По плазмі	
Кодування		Авто	
Робоча температура		5 – 40 °C	
Метод вимірювання		Електрохімічний	

ДП ПБЗ5102.1702.002					
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Загальний вигляд приладу
Разраб.	Билик О.С.				
Проб.	Яковенко І.О.				
Т.контр.					
Н.контр.					КПІ ім. І. Сікорського, ПБФ
Утв.	Яковенко І.О.				

Лист	Масса	Масштаб
		1:1
Лист	Листов	1

Копировал

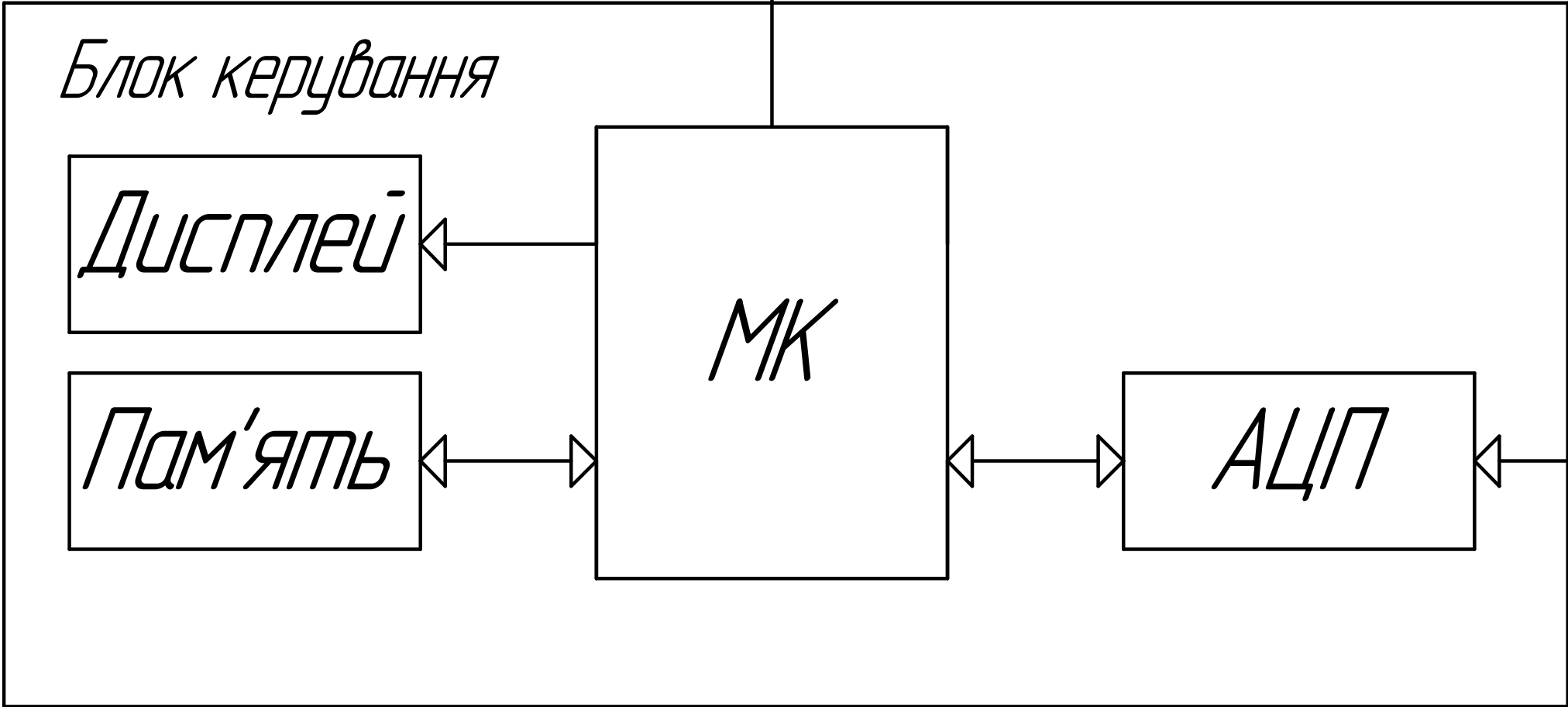
Формат А2

Ланцетний пристрій

Блок тест-смужок

Блок живлення

Датчик

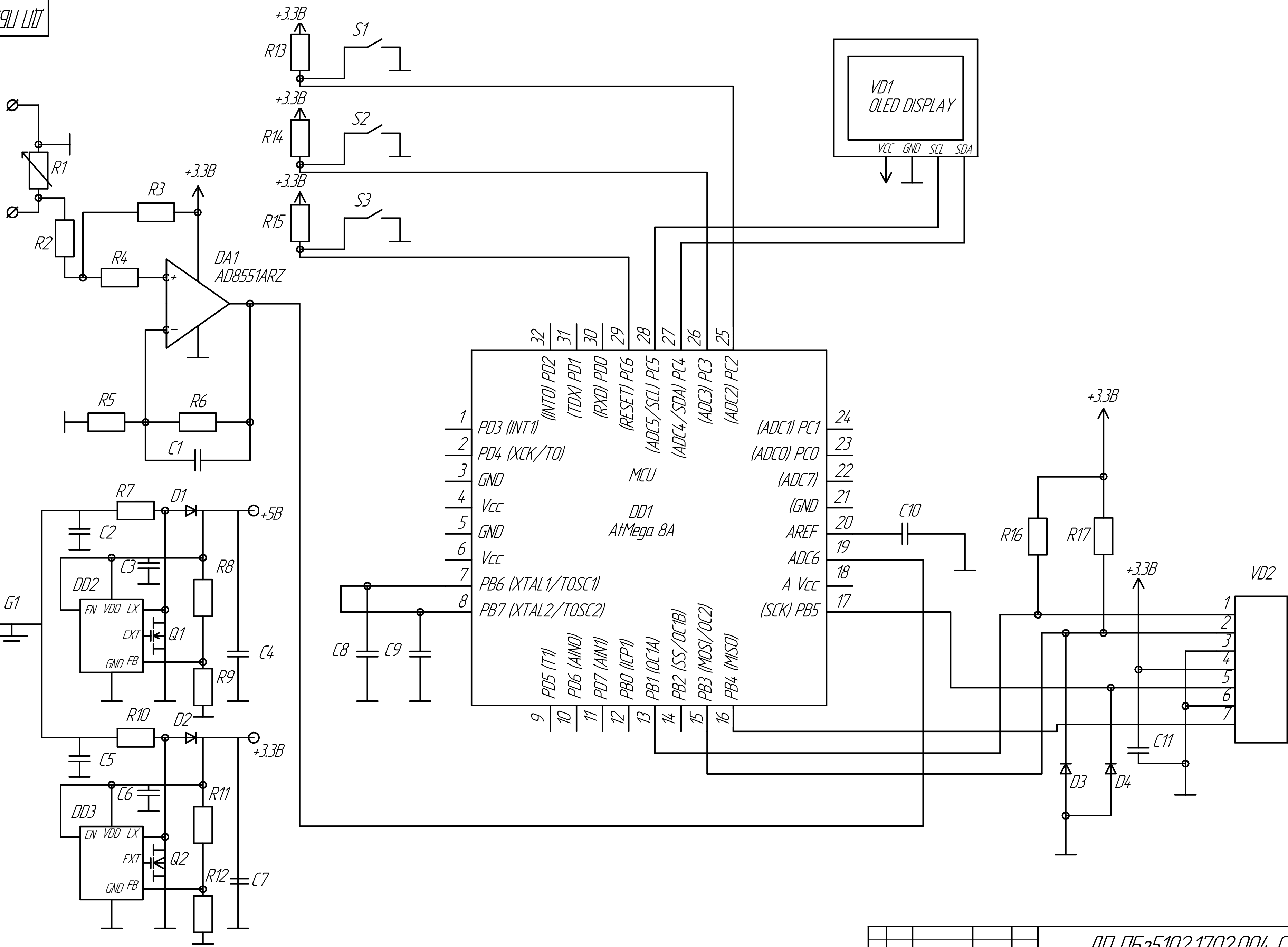


Підсилювач

					ДП ПБЗ5102.1702.003 СХ				
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Функціональна схема складання приладу для вимірювання рівня глюкози в крові	Лист	Масштаб	Масштаб	
Разраб.	Билик О.С.							1:1	
Проб.	Яковенко І.О.								
Т.контр.						Лист	Листов		1
Н.контр.						КПІ ім. І. Сікорського, каф. ВП, ПБФ			
Утв.	Яковенко І.О.								

Стор. №	Перв. примен.
---------	---------------

ДП ПБ35102.1702.004 CX

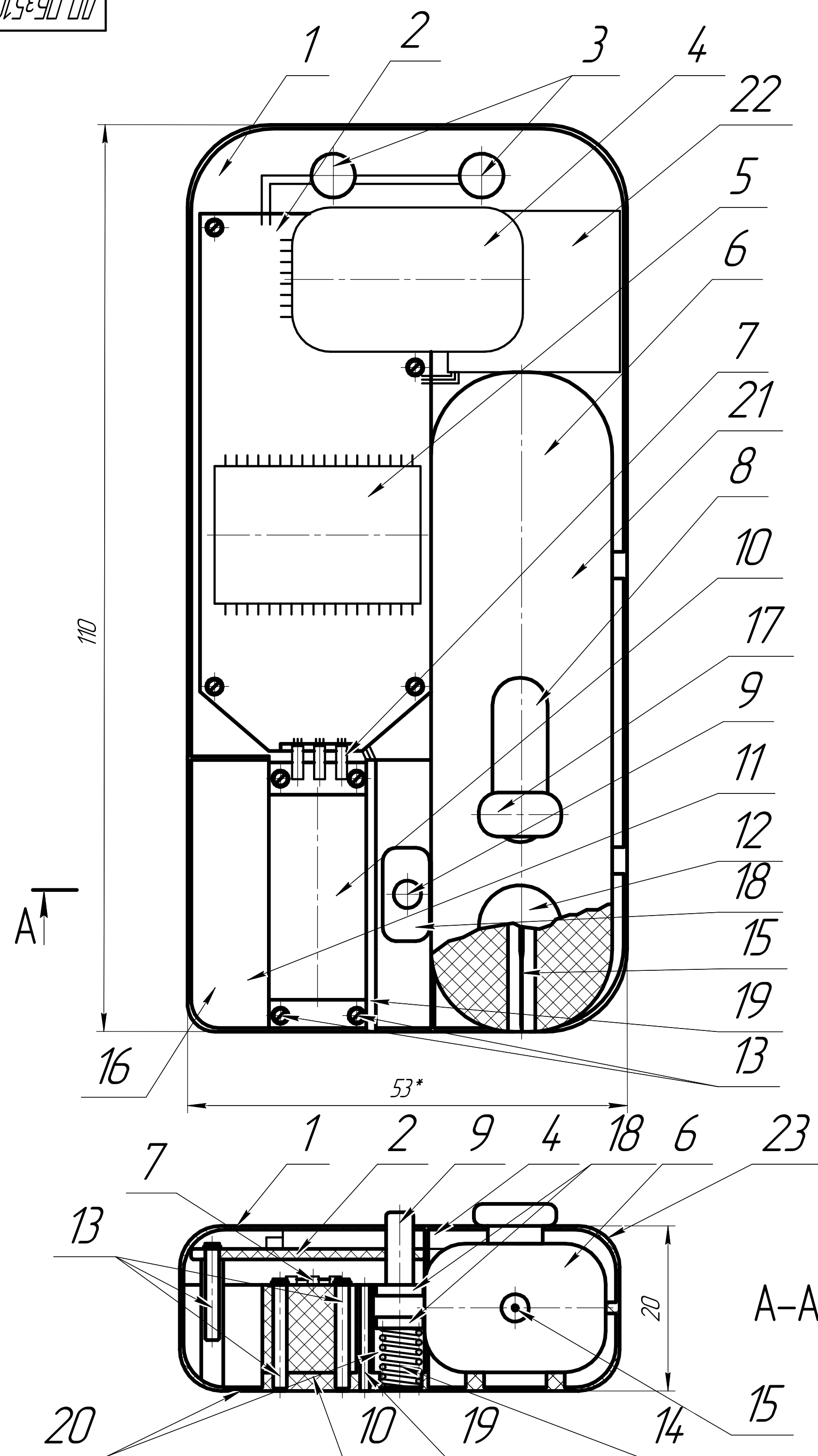


	VD1	DD1
GND	2	5, 3, 21
VCC	1	18, 4

					ДП ПБз5102.1702.004 СХ			
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Електрична схема приладу для вимірювання рівня глюкози в крові	Лист	Маса	Масштаб
Разраб.	Білик О.С.							1:1
Проб.	Яковенко І.О.							
Т.контр.						Лист	Листов	1
Н.контр.						КПІ ім. І. Сікорського, каф. ВП, ПБФ		
Утв.	Яковенко І.О.							

Справ. №

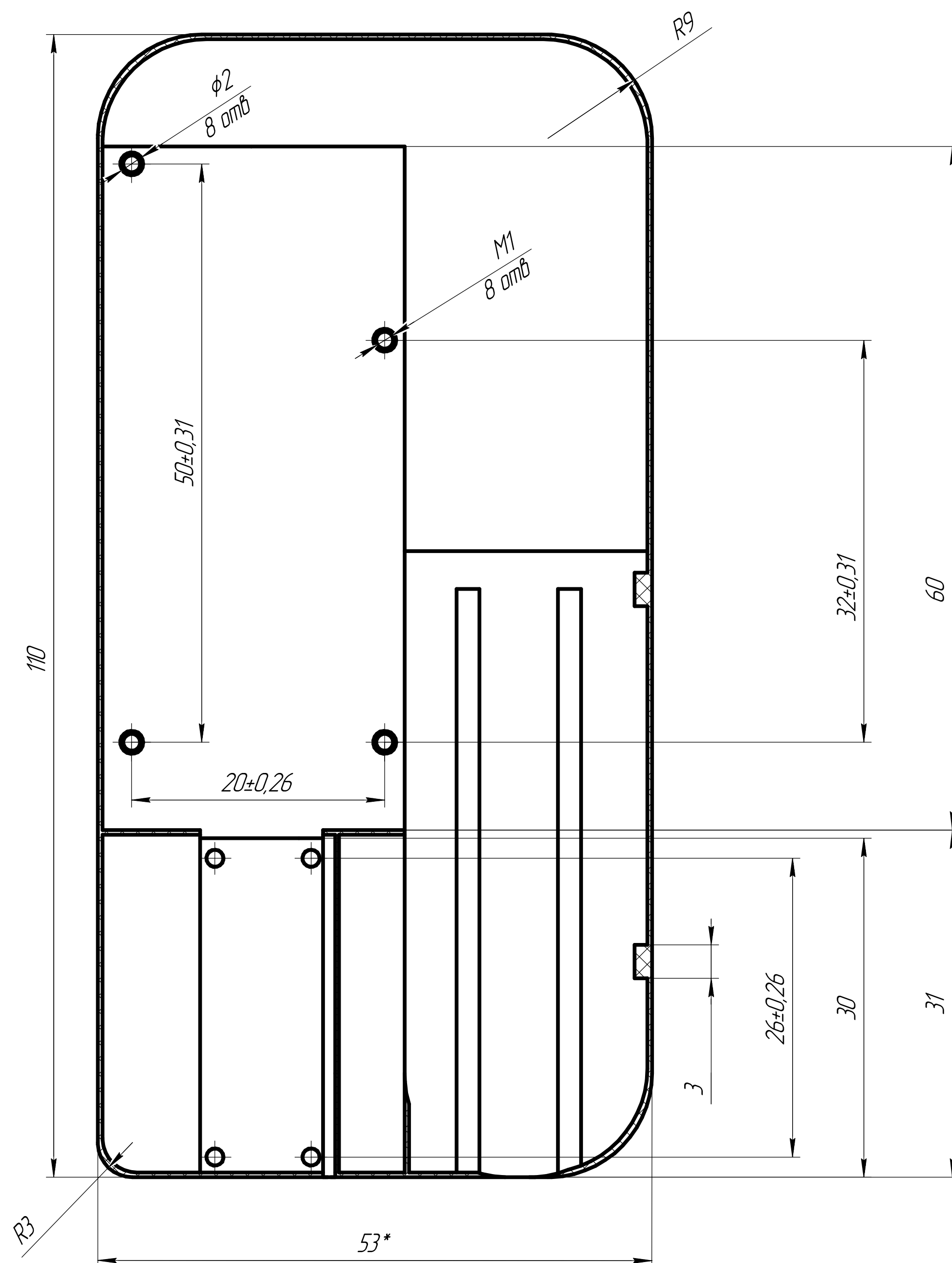
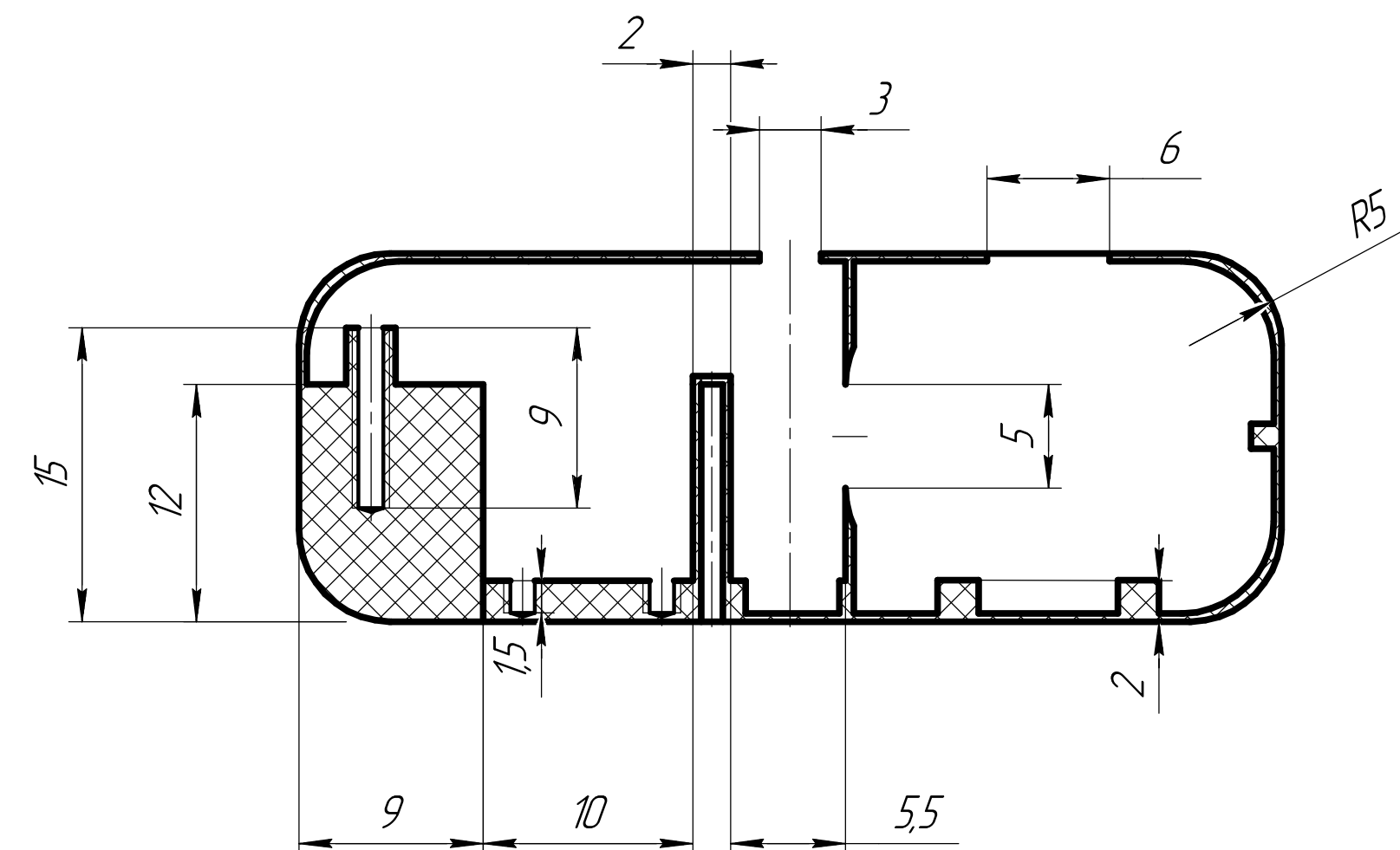
Не для коммерческого использования



- 1 – Корпус
- 2 – Плата
- 3 – Пристрої вводу
- 4 – Дисплей
- 5 – Мікропроцесор
- 6 – Ланцетний пристрій
- 7 – Датчики
- 8 – Повзунок
- 9 – Кнопка подачі тест-смужок
- 10 – Платформа
- 11 – Ємність для смужок
- 12 – Кнопка керування
- 13 – Гвинти
- 14 – Пружина
- 15 – Голка
- 16 – Корпус
- 17 – Кнопка повзунка
- 18 – Тримачі
- 19 – Слот для карти пам'яті
- 20 – Бокова кришка
- 21 – Корпус
- 22 – Акумулятор
- 23 – Кришка корпусу

*Розміри для довідок
1. Припій ПОС– 30 ГОСТ 21931-76
2. Напрямок навітки пружини – правий, L= 10мм, h=3.6
3. Вигляд зверху виконаний без урахування верхньої кришки

					ДП ПБз5102.1702.005 СК			
					Прилад для вимірювання рівня глюкози в крові Складальне креслення	Лит.	Масса	Масштаб
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата				3:1
Разраб.	Билик О.С.							
Проб.	Яковенко І.О.							
Т.контр.						Лист	Листов	1
Н.контр.						КПІ ім. І. Сікорського, каф. ВП, ПБФ		
Утв.	Яковенко І.О.							

$\sqrt{Ra\ 1.6}$ 

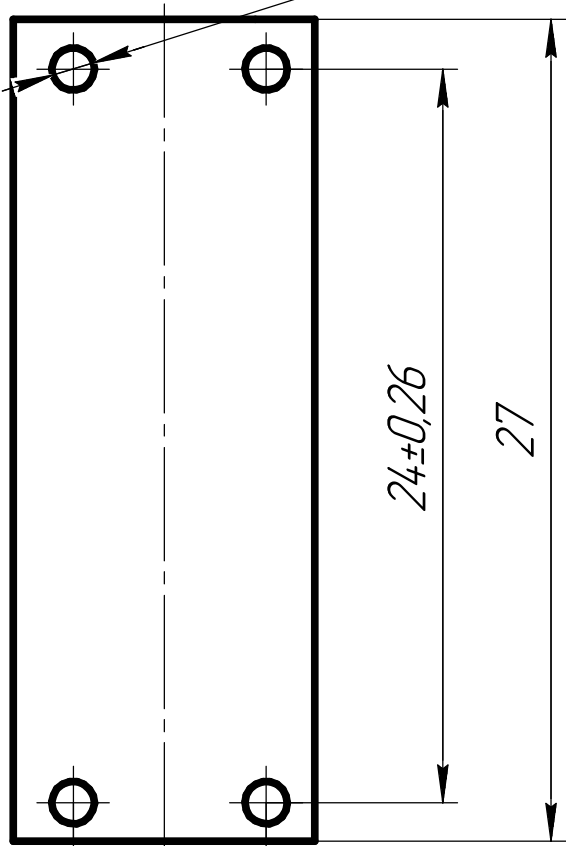
* Розміри для довідок
Невказані радіальні скруглення $R=0.5$
Невказані граничні відхилення $H12$,
 $h12$, $\pm IT12/2$

					ДП ПБз5102.1702.005.01			
					Корпус	Лист	Масса	Масштаб
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата			15	3:1
Разраб.		Билик О.С.						
Пров.		Яковенко І.О.						
Т.контр.						Лист	Листов	1
Н.контр.					Пластмаса РР ГОСТ 33366.1-2015			
Утв.		Яковенко І.О.			КПІ ім. І. Сікорського, каф. ВП, ПБФ			
					Копіював			
					Формат А2			

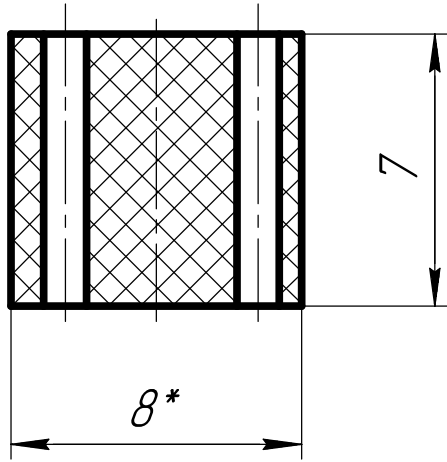
ДП ПБЗ5102.1702.005.10

√ Ra 16

φ1
4 отв.



6±0,01



* Размеры для довідок
Невказані радіальні скруглення R=0.5
Невказані граничні відхилення H12,
h12, ±IT12/2

КОМПАС-3D v17.1 Учетная версия © 2017 ООО "АСКОН-Системы проектирования", Россия. Все права защищены.

Справ. №	Перв. примен.
----------	---------------

Подп. и дата	Инв. № докл.	Взам. инв. №	Подп. и дата
Инв. № подл.	Изм. Лист	№ докум.	Подп.
Разраб.	Білик О.С.		
Пров.	Яковенко І.О.		
Т.контр.			
Н.контр.			
Утв.	Яковенко І.О.		

ДП ПБЗ5102.1702.005.10

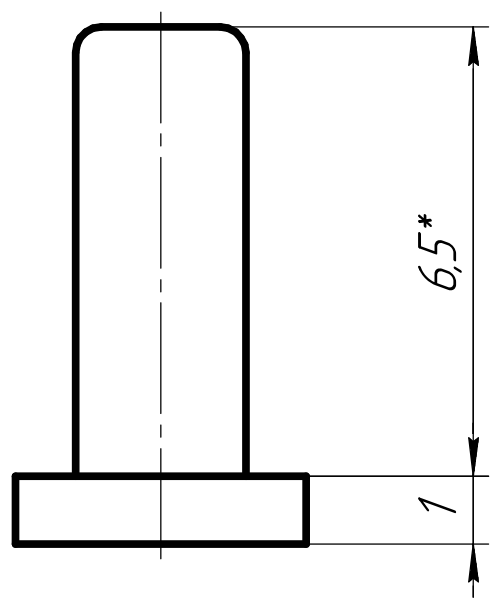
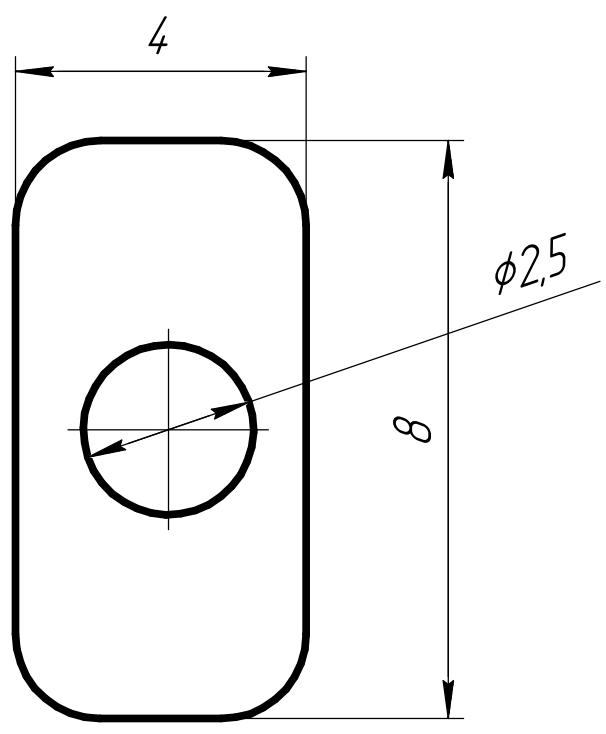
Платформа

Пластмаса РР ГОСТ 33366.1-2015

Лит.	Масса	Масштаб
3	4:1	
Лист	Листов	1
КПІ ім. І. Сікорського, каф. ВП, ПБФ		

ДП ПБЗ5102.1702.005.09

√ Ra 0.8



* Розміри для довідок
Невказані радіальні скруглення R=0.5
Невказані граничні відхилення H12,
h12, ±IT12/2

ДП ПБЗ5102.1702.005.09

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.	Білик О.С.			
Пров.	Яковенко І.О.			
Т.контр.				
Н.контр.				
Утв.	Яковенко І.О.			

Кнопка подачі
тест-смужок

Сталь 65Г ГОСТ14954-79

Лит.	Масса	Масштаб
	0,3	9:1
Лист		Листов
		1
КПІ ім. І. Сікорського, каф. ВП, ПБФ		

Справ. №

Перв. примен.

Подп. и дата

Взам. инв. №

Инв. № докл.

Подп. и дата

Инд. № подл.

Инд. № подл.

Инд. № подл.

Инд. № подл.

Инд. № подл.

Инд. № подл.

Сред. №	Пери. примен.

Инд. № подл.	Подп. и дата	Взам. инд. №	Инд. № подл.	Подп. и дата

Не для к

The diagram illustrates the assembly structure of a mechanical device, organized into a hierarchical tree. The main assembly line is represented by a central horizontal line, with components branching off to the left and right. Each component is represented by a box containing a unique identifier, a description, and a quantity. The assembly status is indicated by text labels next to the components.

Main Assembly Line:

- Left Side:**
 - Встановити (Assembly Status)
 - Паяти ПОС 30 (Assembly Status)
 - Паяти ПОС 30 (Assembly Status)
 - Встановити (Assembly Status)
 - Паяти ПОС 30 (Assembly Status)
 - Паяти ПОС 30 (Assembly Status)
- Right Side:**
 - Встановити (Assembly Status)
 - Контроль (Control)
 - Встановити (Assembly Status)
 - Контроль (Control)
 - Випробування (Testing)
 - Маркування (Marking)

Sub-assemblies and Components:

- Sub-assembly 1 (Left):**
 - Встановити (Assembly Status)
 - Паяти ПОС 30 (Assembly Status)
 - Паяти ПОС 30 (Assembly Status)
 - Встановити (Assembly Status)
 - Паяти ПОС 30 (Assembly Status)
 - Паяти ПОС 30 (Assembly Status)
- Sub-assembly 2 (Right):**
 - Встановити (Assembly Status)
 - Контроль (Control)
 - Встановити (Assembly Status)
 - Контроль (Control)
 - Випробування (Testing)
 - Маркування (Marking)

Assembly Status Legend:

- Встановити (Assembly Status)
- Контроль (Control)
- Встановити (Assembly Status)
- Контроль (Control)
- Випробування (Testing)
- Маркування (Marking)

						<i>ДП ПБз5102.1702.007 СХ</i>		
						<i>Технологічна схема складання приладу для вимірювання рівня глюкози в крові</i>		
<i>Ізм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подп.</i>	<i>Дата</i>		<i>Лист</i>	<i>Масса</i>	<i>Масштаб</i>
<i>Разраб.</i>		<i>Выпуск ОС.</i>						<i>1:1</i>
<i>Проб.</i>		<i>Якобенко ІО.</i>						
<i>Т контрл.</i>						<i>Лист</i>	<i>Листов</i>	<i>1</i>
<i>Нконтрл.</i>						<i>КПІ ім. І. Сікорського, каф. ВП, ПБФ</i>		
<i>Утв.</i>		<i>Якобенко ІО.</i>				<i>Формат А4</i>		

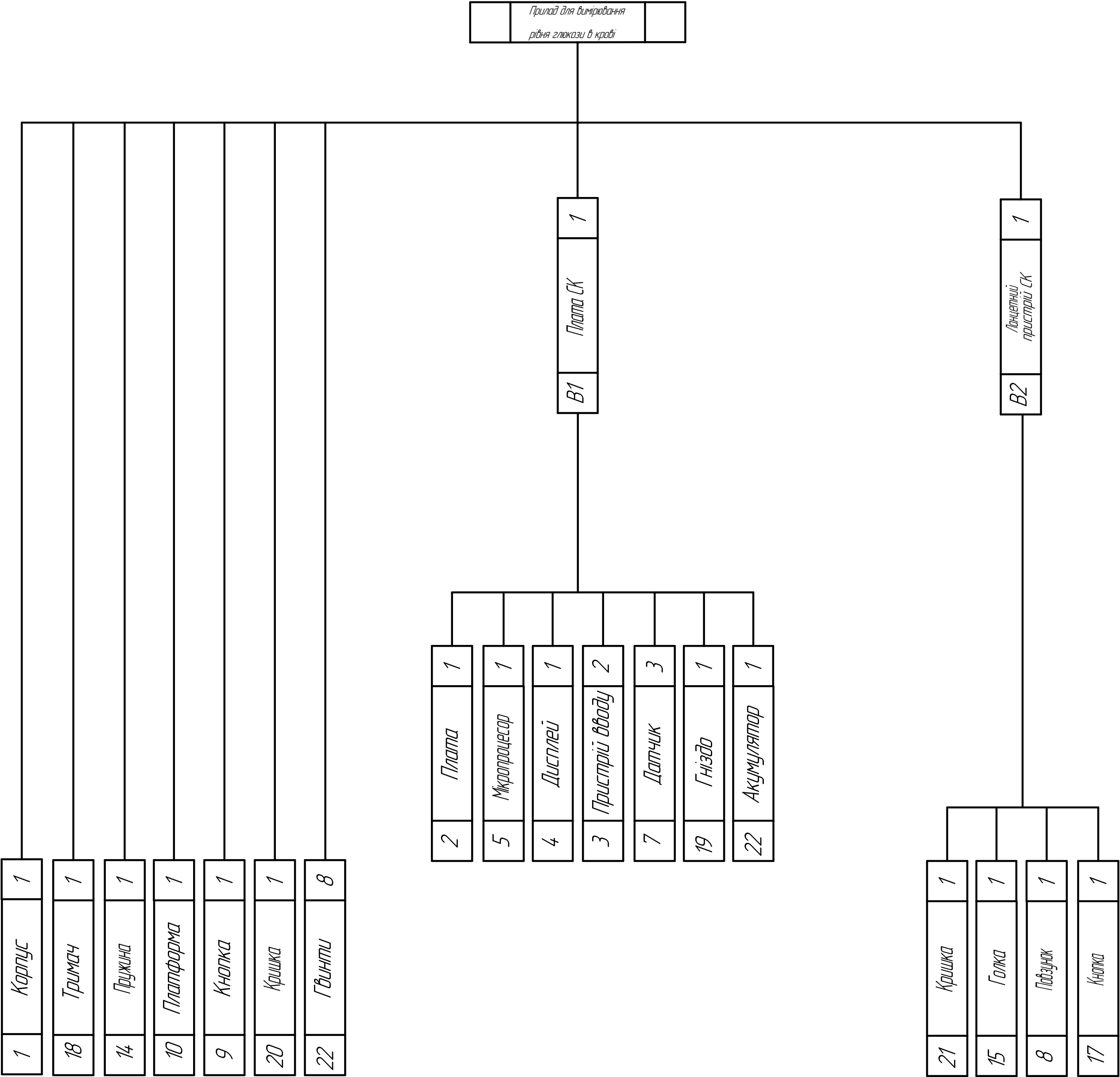
КОМПАС-3D v17.1 Україна Версія © 2017 ООО "АКОН-Системы проектирования", Россия. Все права защищены

Не для коммерческого использования

Стород №		Перод примен

Инд. № подл.	Подп. и дата	Взам. инд. №	Инд. № подл.	Подп. и дата

ДП ПБ35102.1702.006 СХ



						ДП ПБ35102.1702.006 СХ				
						Схема ступенів складання приладу для вимірювання рівня глюкози в крові	Лист	Масштаб	Масштаб	
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата					1:1	
Разраб.		Білик О.С.								
Проб.		Яковенко І.О.								
Т.контр.							Лист	Листов	1	
Н.контр.							КПІ ім. І. Сікорського, каф. ВП, ПБФ			
Утв.		Яковенко І.О.								
						Формат А2				

															ГОСТ 3.1105-84 Форма 2																			
Дубл.																																		
Взам.																																		
Подл.																																		
																														1				
Розроб.		Білик О.С.										КПІ ім.Ігоря Сікорського												ПБ-351-2										
Н.контр.		Яковенко І.О.												Прилад для вимірювання рівня глюкози в крові																				
О						Б				Т				Р				М																
А.	01	005 Комплектувальна																																
Б.	02	Стіл ТЛ-1972А																																
О.	03	1. Комплектувати деталі згідно складального креслення і специфікації																																
	04																																	
	05																																	
А.	06	010 Підготовча																																
Б.	07	Стіл ТЛ-1972А																																
О.	08	1. Очистити (обезжирити) поверхню деталей																																
М.	09	Кисть КФ-26 ГОСТ 10597-87																																
М.	10	Тканина ГОСТ 29298-92																																
М.	11	Вата ГОСТ 5556-81																																
М.	12	Рукавички бавовняно-паперові ГОСТ 5007-87																																
	13																																	
	14																																	
	15																																	
	16																																	
	17																																	
	18																																	
МК		Маршрутна карта																																

															ГОСТ 3.1105-84 Форма 2																																				
Дубл. Взам. Подл.																																																			
															2																																				
Розроб.															Білик О.С.										КПІ ім.Ігоря Сікорського										ПБ-351-2																
Н.контр.															Яковенко І.О.										Прилад для вимірювання рівня глюкози в крові																										
.	О											Б										Т										Р										М									
А.	19	015 Складальна																																																	
Б.	20	Стіл ТЛ 1972А																																																	
О.	21	1. Паяти до Плати поз.2 Мікропроцесор поз.5., Дисплей, поз.4., Датчики, поз.7., Гніздо, поз.19.																																																	
О.	22	2. Встановити на Плату поз.2 Пристрої вводу поз.3 та Акумулятор, поз.23. Отримуємо Плату СК поз. В1																																																	
О.	23	3. Закріпити Плату СК поз. В1 на корпусі за допомогою чотирьох Гвинтів поз.13																																																	
	24																																																		
А.	25	020 Контрольна																																																	
О.	26	Перевірити правильність складання вузла																																																	
	27																																																		
А.	28	025 Складальна																																																	
Б.	29	Стіл ТЛ 1972А																																																	
О.	30	1. В Корпус поз.21 встановлюємо Голку поз.15, Повзунок поз.8 та Кнопку поз.17. Отримуємо Ланцетний пристрій поз.В2.																																																	
О.	31	2. Ланцетний пристрій поз.В2 встановлюємо в Корпус поз.1																																																	
	32																																																		
А.	33	030 Контрольна																																																	
О.	34	Перевірити правильність складання вузла																																																	
МК		Маршрутна карта																																																	

	ГОСТ 3.1105-84 Форма 2														
	Дубл.														
	Взам.														
	Подл.														
														3	
Розроб.	Білик О.С.				КПІ ім.Ігоря Сікорського						ПБ-351-2				
Н.контр.	Яковенко І.О.					Прилад для вимірювання рівня глюкози в крові									
	О				Б		Т		Р		М				
А.	34	035 Складальна													
Б.	35	Стіл ТЛ 1972А													
О.	36	1. В Корпус поз.1 встановлюємо Пружину поз.14 та Тримачі поз.18													
О.	37	2. До Корпуса поз.1 прикріпити Гвинтами поз.13 Платформу поз.10													
О.	38	3. На Корпус поз.1 встановлюємо Кнопку поз.9 та Кришку поз.20. Отримуємо прилад для вимірювання рівня глюкози в крові.													
	39														
А.	40	040 Контрольна													
О.	41	Перевірити правильність складання вузла													
	42														
А.	43	050 Випробувальна													
О.	44	Випробовувати на стенді													
	45														
А.	45	055 Маркувальна													
О.	47	Маркувати виріб та передати його на склад													
	48														
	49														
	50														
	51														
МК		Маршрутна карта													

